

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Software pro analýzu charakteristik radiačních polí
Software for analysis characteristics of radiation fields

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Natálie Stieberová**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: **Software pro analýzu charakteristik radiačních polí**
Software for Analysis Characteristics of Radiation Fields

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou testování charakteristik radiačních polí.
2. Stanovení rozsahu požadovaných testů dle doporučení SÚJB a výsledků přejímacích zkoušek.
3. Tvorba datové báze testovacích dat pro analýzu radiačních polí.
4. Design a realizace algoritmů pro testování radiačních polí.
5. Návrh a realizace softwarového prostředí pro ověřování charakteristik radiačních polí pomocí MV detektoru.
6. Testování SW na reálných datech.
7. Zhodnocení dosažených výsledků a využitelnost SW v klinické praxi.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] STÁTNÍ ÚŘAD PRO JADERNOU BEZPEČNOST. *Doporučení – Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii – Lineární urychlovače používané v radioterapii*. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2015. Dostupné z: https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/lekarske_ozareni/doporuceni_RT/Doporuc_LU_RT_def.pdf.
- [2] STÁTNÍ ÚŘAD PRO JADERNOU BEZPEČNOST. *Doporučení – Zkoušky provozní stálosti – Skiagrafická digitální pracoviště*. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2010. Dostupné z: <https://www.sujb.cz/dokumenty-a-publikace/publikace-sujb/>.
- [3] ŠLAMPA, Pavel a Jiří PETERRA, et al. *Radiační onkologie. Principy radioterapie*. Praha: Galén, c2007, 457 s. (s.54). ISBN 978-80-7262-469.
- [4] HALPERIN, Edward C, et al. *Perez and Brady's principles and practice of radiation oncology*. 6th ed. Philadelphia, PA: Wolters Kluwer, c2013. ISBN 978-1-4511-1648-9.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Jan Kubíček, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2018

Datum odevzdání: 30.04.2019



doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.
vedoucí katedry

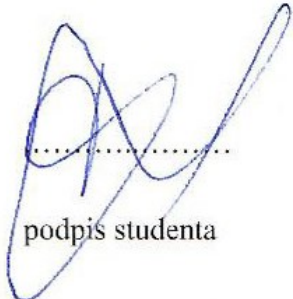


prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

V Ostravě dne: 28. dubna 2019



.....

podpis studenta

Poděkování

Ráda bych tímto poděkovala vedoucímu práce Ing. Janu Kubíčkovi, Ph.D. za poskytnutí rad a podnětů při tvorbě této práce.

Děkuji mé rodině, přátelům a kolegům za podporu, motivaci a trpělivost během studia.

Abstrakt

Vysoká přesnost dodání předepsané dávky do cílového léčebného objemu tkáně je základním požadavkem všech radioterapeutických aplikací zdrojů ionizujícího záření. V rámci Systému řízení (dle zákona 263/2016 Sb.) musí mít každé radioterapeutické pracoviště vypracovány metodiky zkoušek provozní stálosti, které jsou posuzovány Státním úřadem pro jadernou bezpečnost (SÚJB). Pravidelné měření a hodnocení parametrů radiačního pole je součástí zkoušek provozní stálosti lineárního urychlovače.

V této diplomové práci se zabývám problematikou zkoušek provozní stálosti, které vychází z požadavků Onkologického oddělení Nemocnice České Budějovice a.s., konkrétně testování velikosti radiačního pole a koincidence světelného / radiačního pole. Na základě analýzy charakteristik radiačních polí a dosavadních postupů měsíčních zkoušek je navržen software na automatizaci vyhodnocování měsíčních testů, které se vyhodnocují manuálně. Vytvořený software je následně testován na reálných datech a postupně začleněn do provozu.

Klíčová slova: Zabezpečení jakosti, Radiační pole, Světelné pole, elektronický portálový snímkový systém

Abstract

The high accuracy of delivery of the prescribed dose to the target therapeutic tissue volume is a basic requirement of all radioterapeutic applications of ionizing radiation sources. Within the framework of the Quality Assurance Program, each radiotherapeutic station must have operational stability testing methodology developed by the State Office for Nuclear Safety. Regular measurement and evaluation of the radiation field parameters is part of the linear accelerator operational stability tests.

In this diploma thesis I deal with the issues of operational stability tests, which are based on requirements of the Department of Oncology of the hospital Nemocnice České Budějovice a.s., specially the radiation field size testing and coincidence of the light / radiation field. Based on analysis of characteristics radiation fields and the current procedures of monthly tests, software is designed to automate the evaluation of monthly tests that are evaluated manually. The created software is then tested on real data and gradually integrated into operation.

Keywords: Quality assurance, Radiation field, Light field, Electronic portal images device

Obsah

Seznam použitých zkratk	8
Seznam obrázků	9
Seznam grafů	10
Úvod	12
1 Seznámení s problematikou testování charakteristik radiačních polí	13
1.1 Světelné a radiační pole	13
1.2 Homogenizační filtr	15
1.3 Detektory	16
2 Stanovení rozsahu požadovaných testů dle doporučení SÚJB	19
2.1 Velikost světelného pole	19
2.2 Kontrola velikosti radiačního pole	19
2.3 Souhlas velikosti radiačního pole a údaje na stupnici	20
2.4 Souhlas světelného a radiačního pole	20
2.5 Shoda velikosti světelného pole s indikovaným	21
2.6 Souhlas světelné osy a osy svazku záření	21
2.7 Souhlas velikosti světelného a radiačního pole	22
2.8 Shoda velikosti radiačního pole s indikovaným	24
3 Metodiky ozařoven Kliniky onkologické, České Budějovice	25
3.1 Shoda velikosti světelného a radiačního pole	25
3.2 Souhlas světelné osy a osy svazku záření	28
3.3 Shoda velikosti radiačního pole a indikovaného údaje	30
3.4 Shoda velikosti světelného pole s indikovaným údajem	30
4 Návrh a realizace softwaru	32
4.1 Tvorba binárních masek	32
4.2 Detekce hran světelného pole a osy světelného pole	33
4.3 Detekce hran a osy radiačního pole	35

5	GUI.....	37
5.1	Struktura programu	37
5.2	Testování správné funkce programu	39
5.3	Optimalizace.....	49
	Diskuze	52
	Závěr.....	53
	Seznam použité literatury	54
	Příloha na CD/DVD	57

Seznam použitých zkratk

ADC - analogově-digitální konvertor

CR - computed radiography

EPID - Electronic Portal Image Device

FF - flattening filter; homogenizační filtr

FFF - flattening filter free

IMRT - radioterapie s modulovanou intenzitou, Image guidance radiotherapy

LU - lineární urychlovač

MLC - vícelamelový kolimátor

MU - monitor unit

MV - megavoltážní

QA - quality assurance

RTG - rentgenový

SBRT - stereotaktická radioterapie, Stereotactic body radiotherapy

SFD - source film distance

SSD - skin source distance

SÚJB - Státní úřad pro jadernou bezpečnost

SÚRO - Státní úřad radiační ochrany

TFT - Thin Film Transistors (tenký film tranzistorů)

VMAT - Volumetric Arc Therapy; pokročilá forma IMRT

ZDS - zkoušky dlouhodobé stability

ZPS - zkoušky provozní stálosti

Seznam obrázků

Obrázek 1 Světelné pole a středový kříž na MV detektoru [Zdroj vlastní].....	14
Obrázek 2 Fotonový paprsek 10 MV. Červeně je označena linka pro obvyklý režim s homogenizačním filtrem. Modře jsou FFF. Absence útlumu způsobeného kovovým filtrem vede k vyšší dávce fotonů ve střední části paprsku. [11].....	16
Obrázek 3 Olověná značka [Zdroj vlastní].....	26
Obrázek 4 Umístění kontrastních olověných značek na hrany pole na osách světelného kříže [Zdroj vlastní].....	26
Obrázek 5 Umístění kontrastních olověných značek na hrany pole na osách světelného kříže [Zdroj vlastní].....	27
Obrázek 6 Umístění kontrastních olověných značek na hrany pole na osách světelného kříže [Zdroj vlastní].....	27
Obrázek 7 Vytvoření MV snímku v servisním módu lineárního urychlovače [Zdroj vlastní].	28
Obrázek 8 Manuální určování odchylky kontrastních olověných značek od hran radiačního pole v programu PTW-FilmAnalyze [Zdroj vlastní].....	28
Obrázek 9 Kontrastní olověná značka umístěná na světelném poli MV detektoru [Zdroj vlastní].....	29
Obrázek 10 Manuální hodnocení odchylky osy radiačního pole od osy světelného pole [Zdroj vlastní].....	30
Obrázek 11 Tvorba binárních masek pomocí funkce generateMask [Zdroj vlastní]	33
Obrázek 12 Detekce středu krajní olověné značky a nalezení hrany světelného pole [Zdroj vlastní].....	34
Obrázek 13 Detekce středu centrální olověné značky; nalezení středu světelné osy [Zdroj vlastní].....	34
Obrázek 14 Renormalizace a určení velikosti radiačního pole v 50% (červeně) u FFF [8].....	36
Obrázek 15 Struktura programu LiRa [Zdroj vlastní]	37
Obrázek 16 Design graficko-uživatelského rozhraní [Zdroj vlastní]	39
Obrázek 17 Ovládací prvky GUI [Zdroj vlastní]	39

Obrázek 18 Zvětšením radiačního pole dojde ke zvětšení odchylky koincidence světelného a radiačního pole. Před posunem clon (nahore) a po posunutí clon o 1 mm na každou stranu (dole) [Zdroj vlastní].....	46
Obrázek 19 Odchylka velikosti radiačního pole s indikovaným, před posunem clon (vlevo) a po posunu clon o 1 mm na každou stranu (vpravo) s indikací překročení tolerance 2 mm [Zdroj vlastní].....	46
Obrázek 20 Odchylka světelné osy od osy radiační a indikace překročení tolerance z důvodu posunu centrální olověné značky o 2 mm [Zdroj vlastní]	47
Obrázek 21 Radiační osa před posunem (vlevo) a posunutá o 4 mm nahoru a 4 mm doleva (vpravo) [Zdroj vlastní].....	48
Obrázek 22 Radiační osa před posunem (nahore) a posunutá o 4 mm nahoru a 4 mm doleva (dole) [Zdroj vlastní]	48
Obrázek 23 Transmise záření u MV snímku tvořeného MLC před prahováním (vlevo) a po něm (vpravo) [Zdroj vlastní]	49
Obrázek 24 Chybějící signál na profilu svazku FFF [Zdroj vlastní].....	50
Obrázek 25 Porovnání profilu svazku FF (růžový = vodní fantom, zelený = MV detektor) [Zdroj vlastní].....	51
Obrázek 26 Porovnání profilu svazku FFF (růžový = vodní fantom, tyrkysový = MV detektor) [Zdroj vlastní].....	51

Seznam grafů

Graf 1 Souhlas světelné osy a osy svazku záření X6; tolerance ± 2 mm	40
Graf 2 Souhlas světelné osy a osy svazku záření X6FFF; tolerance ± 2 mm.....	40
Graf 3 Souhlas světelné osy a osy svazku záření X10FFF; tolerance ± 2 mm.....	41
Graf 4 Souhlas světelné osy a osy svazku záření X18; tolerance ± 2 mm	41
Graf 5 Souhlas velikosti světelného a radiačního pole X6FFF 10x10 pro osu x; tolerance ± 2 mm	42
Graf 6 Souhlas velikosti světelného a radiačního pole X6FFF 10x10 pro osu y; tolerance ± 2 mm	42

Graf 7 Souhlas velikosti světelného a radiačního pole X6 10x10 pro osu x; tolerance ± 2 mm	43
Graf 8 Souhlas velikosti světelného a radiačního pole X6 10x10 pro osu y; tolerance ± 2 mm	43
Graf 9 Souhlas velikosti světelného a radiačního pole X10FFF 10x10 pro osu x; tolerance ± 2 mm	44
Graf 10 Souhlas velikosti světelného a radiačního pole X10FFF 10x10 pro osu y; tolerance ± 2 mm	44
Graf 11 Souhlas velikosti světelného a radiačního pole X18 10x10 pro osu x; tolerance ± 2 mm	45
Graf 12 Souhlas velikosti světelného a radiačního pole X18 10x10 pro osu y; tolerance ± 2 mm	45

Úvod

Lineární urychlovače jsou nástrojem pro poskytování špičkové onkologické péče. Musí být od základu navrženy tak, aby byly schopny ozářit plánovaný cíl s vysokou přesností. Potřebnou bezpečnost a přesnost v radioterapii zajišťují verifikační systémy. Zobrazovací systémy se používají k ověření pacientovy polohy před, během nebo po léčbě, proto je velmi důležitá kontrola parametrů nejen velikosti a koincidence světelného a radiačního pole. Tyto parametry se kontrolují v pravidelných měsíčních intervalech v rámci zkoušek provozní stálosti. Kontrolují se přístroje a udržování kvalitativních parametrů v nastavených mezích. Toto má na starost radiologický fyzik, který je zodpovědný za tvorbu a optimalizaci dynamických dokumentů dohlížejících na jadernou bezpečnost a radiační ochranu. Tu v České republice zajišťuje Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB) a Státní úřad radiační ochrany (SÚRO).

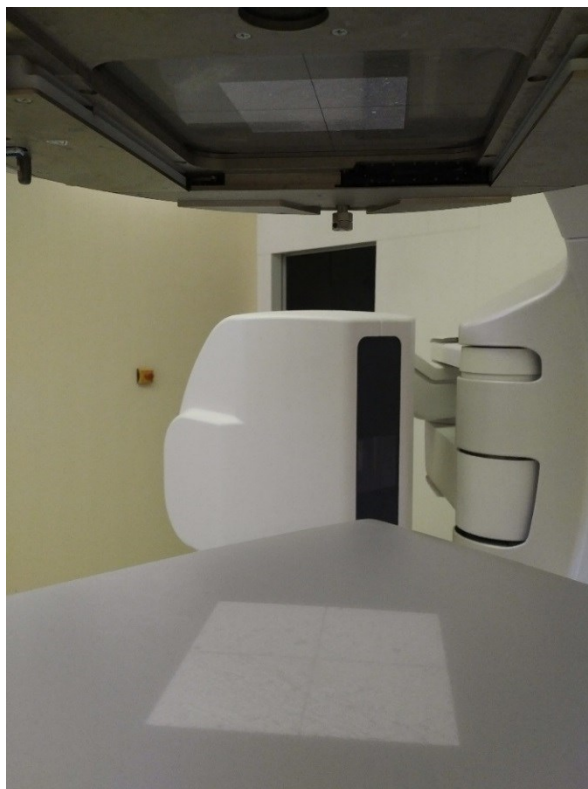
Cíl práce je vytvoření softwaru pro analýzu charakteristik radiačních polí. Na onkologickém oddělení v Českých Budějovicích se v měsíčních testech lineárního urychlovače používají pomůcky, které nahradily samovyvolávací filmy. Nahrazením těchto dozimetrických filmů se uspoří spousta času i materiálu. V současné době jsou tyto testy s vyrobenými kruhovými pomůckami vyhodnocovány subjektivně a jednotlivé parametry jsou manuálně zapisovány do tabulky. Pomocí vytvořeného softwaru se odstraní subjektivita a urychlí se kontrola a zápis získaných dat. Úspora času je žádoucí z důvodu složitosti technik a zařízení, jejich požadované kontroly a navyšování administrativy. Naměřené hodnoty budou přehledně uloženy do souboru spolu s ostatními testy o měsíční zkoušce. V okně programu se zobrazí výsledné odchylky souhlasu světelného a radiačního pole, souhlasu světelné osy s osou radiační, velikosti světelného pole s indikovaným, velikosti radiačního pole s indikovaným.

Diplomová práce je rozdělena do pěti hlavních kapitol. V první kapitole se věnuji popisu MV zobrazovacího systému a důležitosti jeho správného fungování. Patří zde i popis detektoru a homogenizační filtr, který hraje v tvorbě radiačního pole velkou roli. Druhá kapitola je výčet metodik ze Státního úřadu pro jadernou bezpečnost, které by měly dávat představu, jaké parametry je nezbytné periodicky ověřovat, a jakým způsobem. Třetí kapitola popisuje metodiky měsíčních testů používané na onkologickém oddělení v Českých Budějovicích. Čtvrtá a pátá kapitola je o návrhu a realizaci softwaru. Je zde popsána tvorba binárních masek, testování softwaru na reálných datech, porovnání automatického vyhodnocování parametrů s manuálním. V závěru je pro kontrolu správného fungování programu nasimulováno několik poruch přístroje, ke kterým může dojít a nakonec optimalizace a zhodnocení přínosu softwaru.

1 Seznámení s problematikou testování charakteristik radiačních polí

1.1 Světelné a radiační pole

Radiační pole je na většině megavoltážních radioterapeutických jednotkách znázorněno světelným polem, které je prostřednictvím kolimátoru promítnuto světelným zdrojem umístěným uvnitř kolimátoru. Zdrojem tohoto světla je obyčejná žárovka, která je usazena v gantry. Tento světelný lokalizační systém je veden optickou projekcí přes kolimační systém ozařovače. V závislosti na výrobci může být tento světelný zdroj umístěn na místě vycházejících fotonových paprsků z vyrovnávacího filtru anebo po stranách kolimátoru, přičemž výsledné světelné pole vzniká odrazem světla od zrcadla. Toto pole je ohraničeno otvorem vytvořeným clonami kolimátoru, stejně tak jako je ohraničeno radiační pole. Středem světelného pole prochází stínění ve tvaru kříže, jež je tvořené clonkou na výstupu z gantry. Slouží pro dozimetrická měření a také jako nástroj pro přesné uložení pacienta do správné pozice pro danou radioterapii. U izocentrických ozařovačů je naproti ozařovači v gantry zabudován obrazový detektor, který umožňuje zobrazit svazek záření po průchodu pacientem. Vytváří se tzv. portálové snímky – „rentgenové“ snímky struktur pacienta s použitím vysokoenergetického („megavoltového“) záření. Tento zobrazovací portálový systém se označuje zkratkou EPID. [1, 2, 3]



Obrázek 1 Světelné pole a středový kříž na MV detektoru [Zdroj vlastní]

Světelné pole se používá při nastavování dozimetrických pomůcek (např. vodního fantomu). Používá se také k projekci daného ozařovacího pole na pacienta. Proto je nezbytné, aby bylo světelné pole shodné s tím radiačním. Klinická praxe tradiční radiační terapie zahrnuje zarovnání světelného pole ošetřovací jednotky se značkami na pokožce pacienta jako konečné potvrzení, že pacient je správně umístěn s ohledem na svazek záření. Proto je nutné, aby světelné pole souhlasilo s polohou záření. Není divu, že většina doporučení pro zajištění kvality megavoltážní radioterapie vyžadují kontrolu stupně shody světelných a radiačních polí. [1]

Pro zajištění homogenity se radiační svazek procházející vyrovnávacím filtrem měří v celé jeho dopadající ploše pro ověření souhlasu s nastavenými parametry. K určení hrany a rozložení pole je využito izodóz. Izodóza je grafické zobrazení, které spojuje stejné hodnoty dávky. Jednotlivé křivky se zakreslují v procentech vůči minimální a maximální naměřené dávce. [5]

Kontrola radiačního pole zajišťuje souhlas radiačního a světelného pole. Souhlas světelné osy a osy svazku záření je určována ze vzdálenosti mezi jejími průměty do roviny kolmé k ose svazku ve standardní ozařovací vzdálenosti $SSD = 100\text{ cm}$. Tato vzdálenost by měla odpovídat vzdálenosti zdroje a průsečíku laserového zaměřování. Proto je nutné detekovat nejprve přesnou polohu laserového izocentra a následně z ní měřit ostatní parametry lineárního urychlovače. I když je velikost

radiačního pole kolimována na určitou vzdálenost, bude mít v jiných vzdálenostech než $SSD = 100\text{ cm}$ jinou velikost. [4, 5, 6]

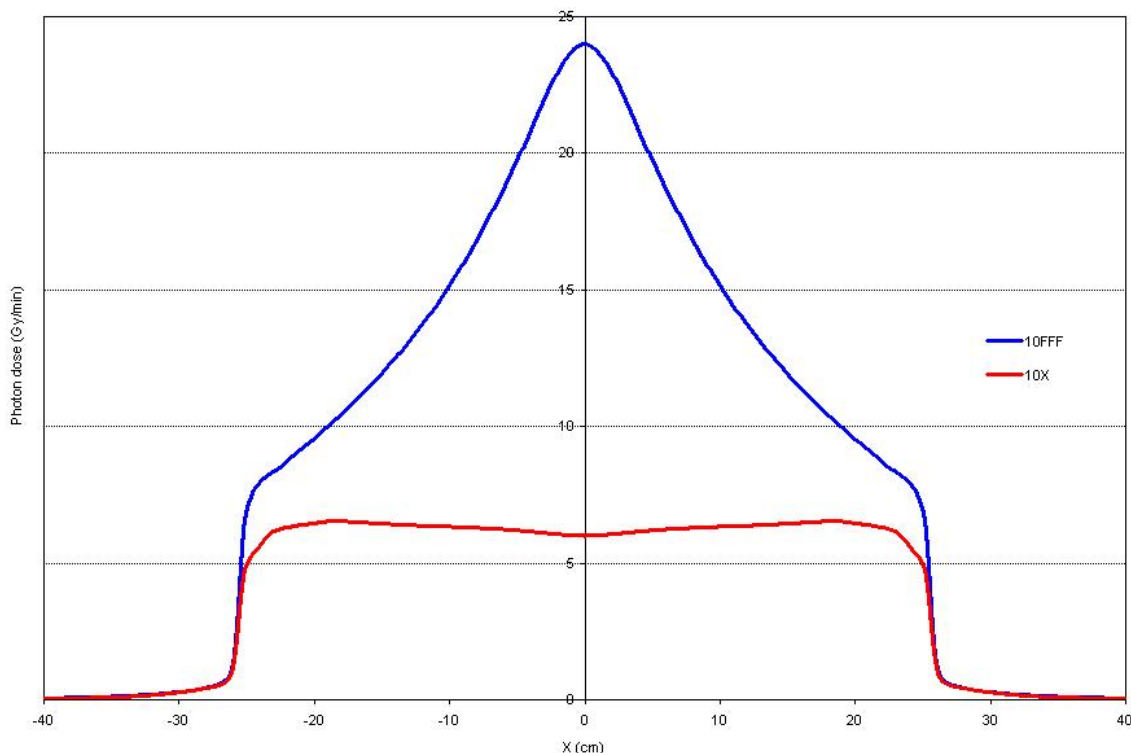
1.2 Homogenizační filtr

Homogenizační filtr je umístěn v hlavici lineárního urychlovače, těsně pod primárním kolimátorem a používá se k vytvoření „plochého“ profilu svazku při fotonové terapii. Je vytvořen z hliníku. Různé filtry se používají pro různé energie svazku. Když je třeba vytvořit elektronové paprsky, je tento filtr v dráze svazku nahrazen rozptylovací folií.

Vytvořený paprsek má špičatý vrchol. Umístěním vyrovnávacího filtru do dráhy paprsku se tento vrcholový profil upraví na použitelnější plochý profil. Poloha vyrovnávacího filtru vzhledem k centrální ose svazku je velmi důležitá, jakékoliv jeho posunutí nebo nepřesné umístění má za následek vytvoření výrazně odlišného profilu, který může být asymetrický (již není plochý). [7]

U běžných lineárních urychlovačů se rovnoměrná intenzita záření napříč ozařovacím polem dosáhne umístěním homogenizačního filtru do svazku. Moderní radioterapeutická praxe však nyní běžně využívá techniky jako je radioterapie s modulovanou intenzitou (IMRT) k vytvoření konformní dávkové distribuce. V těchto případech homogenizační filtr při výrobě svazku není potřeba. Navíc u malých polí jako jsou stereotaktické postupy je ozařovací pole kromě pár centrálních centimetrů téměř rovné i bez homogenizačního filtru, takže by jeho přidání bylo zbytečné. Kromě toho, i když pacienti ani cíle nejsou úplně ploché, FFF (flattening filter-free) svazky mohou být užitečné i pro střední nebo velké cíle. [8, 9]

Klinické využití FFF svazků bylo zpočátku poháněno snahou o snížení dlouhého ozařovacího času potřebného k léčbě. Odstranění homogenizačního filtru zvyšuje dávkový příkon 2 - 4x. Zvýšení intenzity spolu s FFF svazky je zvláště užitečné pro malé ozařovací pole ve stereotaktické radioterapii (SBRT) a v širokém rozsahu léčby i větších ozařovacích polí. [10]



Obrázek 2 Fotonový paprsek 10 MV. Červeně je označena linka pro obvyklý režim s homogenizačním filtrem. Modře jsou FFF. Absence útluhu způsobeného kovovým filtrem vede k vyšší dávce fotonů ve střední části paprsku. [11]

1.3 Detektory

V 60. - 80. letech se hojně používalo elektronického zobrazení se zesilovačem obrazu, což je speciální vakuová elektronka se dvěma okénky - vstupním a výstupním. Vnitřní stranu vstupního okénka tvoří vrstva scintilátoru (většinou cesium - iodidu) a pod ním tenká kovová vrstva fotokatody. Dopadající X-zářění vyvolává ve vstupní scintilační vrstvě záblesky světla, které fotoefektem vyrážejí elektrony z fotokatody a takto vzniklé elektrony jsou přitahovány prstencovými urychlujícími a fokusačními elektrodami, na které je připojeno kladné vysoké napětí (postupně rostoucí asi až do 30kV na anodě u výstupního scintilátoru). Tento elektro-optický systém, fungující jako spojná "elektrická čočka", vrhá na výstupní scintilátor elektrony (většinou ZnS:Ag), kde urychlené elektrony vytvářejí intenzivní záblesky. Takto vzniklý zmenšený, převrácený ale velmi jasný ("zesílený", intenzivní) obraz je poté snímán optickou TV videokamerou a (analogově) zobrazován na TV obrazovce. Nověji se pak používalo snímání digitální kamerou s počítačovým záznamem obrazu. Zesilovače obrazu nebo televizní snímače byly jen přechodným technickým řešením, budoucnost totiž patří plně digitálním snímačům RTG obrazu - flat panelům. Flat panely jsou tzv. moderními

a dokonalejšími elektronickými zobrazovacími detektory X-záření, které poskytují signály pro přímý digitální rtg obraz. Detekční panel sestává z velkého počtu elementů - pixelů, buněk, sestavených do obrazové matice cca 2000 x 2000, i více obrazových elementů. Úroveň elektrického signálu z každého obrazového elementu je úměrná intenzitě, resp. počtu fotonů X-záření, dopadajících do daného místa na flat panel. Z elektronických multiplexních registračních obvodů (multiple read-out) se vede obrazový signál přes ADC do obrazové matice počítače, kde se v jednotlivých elementech (pixelech) střeďá informace o intenzitě X-záření z odpovídajícího místa prozařovaného objektu. Elektrický signál z fotodiod či polovodičových detektorů je snímán speciální maticí tranzistorů TFT, implantovaných technologií integrovaných obvodů v tenké vrstvě na skleněném nosiči. Read-out, tzv. snímání, probíhá v multiplexním režimu ve směru X a Y a poskytuje souřadnicové impulsy o poloze místa detekce fotonu rtg záření na flat panelu. Tyto souřadnicové impulsy jsou analogově-digitálním konvertorem (ADC) převedeny do digitální formy a střeďány do odpovídajících adres paměti v obrazové matici počítače. Vzniká digitální rentgenový obraz. Z moderních flat panelů je přenos obrazových dat do akvizičního počítače řešen bezdrátově pomocí modemů (WiFi). Elektronické zobrazovací flat panely se používají ve verifikačních a dozimetrických systémech tzv. obrazem navigované radioterapie (IGRT) s modulovanými svazky (IMRT, VMAT) v izocentrických ozařovačích s lineárním urychlovačem a v kybernetickém gama-noži. [12]

EPID je jednoduchým nástrojem pro zajištění kvality pro rychlé a jednoduché testování světelného a ozařovacího pole. [1]

MV zobrazovací systém se používá k ověření polohy pacienta před, během nebo po léčbě. Získané snímky se porovnávají s referenčními obrázky vygenerovanými z plánovacího CT. MV snímač generuje získaná obrazová data RTG zobrazovacího systému (X-ray imaging system), který je pak přenese do zobrazovací aplikace pro další zpracování. Tato aplikace zobrazuje získané MV snímky, parametry získání snímku a polohu MV detektoru na ovládacím panelu. Přenos dat při získávání MV obrazu závisí na použité technice k získání obrazu. U systému TrueBeam lze získávat MV snímky pacienta jednorázově těsně před ozářením, pro ověření jeho aktuální pozice, nebo také v intervalech během ozařování (několik snímků za sebou nebo skiaskopie).

Všechny detektory Varian s vysokou energií jsou nepřímými měniči. Detektory nejprve převádějí dopadající foton na elektrony, pak převádějí elektrony na světlo a světlo vytváří elektronový pár. Detektory ukládají tento náboj na vnitřní kondenzátor fotodiody. [13]

Tradiční filmy se také používají k ověření, že světelná a radiační pole se vzájemně shodují s uvedenými nastaveními čelistí kolimátoru. Rozvinutý film se vizuálně porovnává s kresbou (nebo dojmem) světelného pole na filmu. Bohužel tato metoda je nejen únavná, jelikož každá obálka filmu

musí být označena samostatně v rozsahu vyžadujícím vývoj zkušebních nástrojů pro podporu postupů, ale není ani příliš spolehlivá. Také při postupu vpřed směrem k prostředí bez filmu a bezdrátové radiační terapii je třeba vyvinout způsob, jak tuto důležitou kontrolu kvality zajistit. Za tímto účelem byly navrženy techniky pro použití výpočetního systému radiografie (CR), fotodiody, diody a elektronická portálová zobrazovací zařízení (EPID). Dosud bylo vyvinuto několik testovacích nástrojů pro kvantitativní studium kongruence světla a radiačního pole pomocí EPID. Použití některých přístupů závisí na dostupnosti uživatelsky navrženého softwaru používaného samostatně nebo do komerčního systému EPID. Tyto přístupy však zahrnují potenciální náklady a v některých případech i přístup k softwaru EPID. [1]

Denně se v rámci ranních kontrol urychlovače provádí specifické QA testy které mimo jiné zahrnují testování nastavení MLC ve spojení se světelným a radiačním polem pro vybrané úhly gantry a kolimátoru. QA lze použít s EPID pro poskytnutí jednoduché a rychlé metody k ověření shody světla a záření. [1, 14]

2 Stanovení rozsahu požadovaných testů dle doporučení SÚJB

Následný výčet shrnuje požadavky norem ČSN IEC a ČSN EN platných pro uvedení lineárního urychlovače do provozu a Doporučení SÚJB pro kontrolu parametrů lineárních urychlovačů v průběhu klinického používání a zajištění kvality v radioterapii. Cílem těchto doporučení je vytvořit základ pro zpracování metodik pro ověřování stability parametrů lineárních urychlovačů. Metodiky popsané v této kapitole jsou nezávazné, ale ověřené při provádění ZDS i ZPS v praxi a při jejich použití bylo dosaženo dobré shody s nezávislým ověřením. [14, 15]

Tyto metodiky jsou jen orientační. Měly by dávat představu, které parametry je nezbytné periodicky ověřovat. [15]

2.1 Velikost světelného pole

Pro základní polohu ozařovače se porovnává velikost světelného pole změřená ve standardní ozařovací vzdálenosti pro velikosti pole $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a $30 \times 30 \text{ cm}^2$ (resp. pro čtvercové pole maximálních rozměrů) s hodnotami na ovládacím panelu ozařovače. Totéž se provede i pro ostatní hlavní polohy ozařovače a pro minimální a maximální hodnoty vzdálenosti ozařování.

Tolerance: 2 mm

Frekvence kontrol:

- týdně pro základní polohu
- 2x ročně pro všechny hlavní polohy a různá SSD [15]

2.2 Kontrola velikosti radiačního pole

„Velikost radiačního pole je udávána rozměrem plochy vymezené 50% izodozní křivkou v rovině kolmé k ose svazku záření ze standardní ozařovací vzdálenosti. Pro všechny energie záření X se kontroluje při velikostech pole $5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}$, $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$, $30 \text{ cm} \times 30 \text{ cm}$. Pro záření X je standardní ozařovací vzdálenosti stanovená vzdálenost měřená podél osy svazku záření od zdroje záření X k izocentru nebo ke stanovené rovině (což je vstupní povrch objektu) pro zařízení bez izocentra. Frekvence kontrol se vzhledem k časové náročnosti a náročnosti na počet použitých filmů provádějí:

- měsíčně pro základní polohu (0° úhel ramene) pro všechny energie záření X
- ročně pro ostatní hlavní polohy (úhel ramene 90° , 180° , 270°) při dodržení kontroly všech energií ve všech hlavních polohách pro alespoň jednu velikost pole.“ [15]

2.3 Souhlas velikosti radiačního pole a údaje na stupnici

Kontrola se provádí pomocí filmové dozimetrie na základě exponovaných filmů nebo ve vodním fantomu na základě profilů dávky změřených ve standardní ozařovací vzdálenosti v referenční hloubce (v případě isocentrického ozařování) resp. v hloubce maximální dávky (neisocentrické ozařování).

Tolerance:

- pro pole menší nebo rovno $20 \times 20 \text{ cm}^2$ 2 mm
- pro pole větší $20 \times 20 \text{ cm}^2$ jsou to 3 mm;

Frekvence kontrol:

- měsíčně pro základní polohu
- 2x ročně pro hlavní polohy [15]

2.4 Souhlas světelného a radiačního pole

Cíl kontroly: Ověření, že každá z hran světelného a radiačního pole vzájemně souhlasí s odchylkou $\leq 2 \text{ mm}$. Radiační pole je vymezeno lamelami MLC.

Použité pomůcky: Denzitometrický film, denzitometr, pravítko.

Způsob kontroly: Stanovením maximální odchylky velikosti světelného a radiačního pole.

Postup kontroly: „Nastavit rameno a kolimátor do polohy 0° , obrazec $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm} / 100 \text{ cm}$ pomocí MLC. Upevnit film na povrch desky stolu a svislým pohybem stolu nastavit film do vzdálenosti $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$. Vyznačit okraje světelného pole na obalu filmu v místech 50% intenzity světla vytlačením dvojice rysek na každé hraně pole. Vyznačit orientaci filmu vzhledem ke gantry. Exponovat film nižší z energií fotonového svazku (asi 30MU). Posunout film neexponovanou částí pod světelné pole a exponovat poloviční dávkou pro zjištění 50% zčernání filmu. Vyvolat film, pomocí denzitometru najít hodnotu 50% zčernání a tutéž hodnotu vyznačit dvojicí rysek na hranách exponované oblasti $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm} / 100 \text{ cm}$. Porovnat polohu 50% denzity s čarami vyznačujícími polohu 50% intenzity světla. Určit maximální odchylku světelného a radiačního pole. Totéž ověření provést pro obrazec $24 \text{ cm} \times 24 \text{ cm} / 100 \text{ cm}$ a pro druhou fotonovou energii.

Tolerance: 2 mm

Vyhodnocení: ano - max. odchylka ≤ 2 mm / ne - max. odchylka > 2 mm

Dokumentace výsledku: Výsledek kontroly je zaznamenán do protokolu zkoušky.“ [15]

2.5 Shoda velikosti světelného pole s indikovaným

Cíl kontroly: Ověření shody velikosti světelného pole s indikovaným údajem pro symetrické i asymetrické nastavení clon kolimátoru.

Použité pomůcky: Milimetrový papír, mikrotužka, pravítko, protokol o zkoušce.

Způsob kontroly: Stanovením odchylky stanovené a indikované hodnoty.

Postup kontroly:

Symetrické nastavení clon kolimátoru: „Kontrola se provede pro pole 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm a 30 cm x 30 cm. Povrch desky stolu vyzdvihnout do výšky izocentra, na desku stolu umístit list milimetrového papíru. Nastavit rameno a kolimátor do polohy 0°. Rozsvítit světelné pole a zakreslit každou hranu vždy dvojicí rysek na milimetrový papír. Ryskami proložit čtyřúhelník světelného pole. Tyto značky spojit, změřit velikost světelného pole. Stanovit odchylku od hodnoty indikované na elektronické stupnici. Stejný postup zopakovat pro ostatní hlavní polohy ramene.

Asymetrické nastavení clon kolimátoru: Povrch desky stolu vyzdvihnout do výšky izocentra, na desku stolu umístit list milimetrového papíru. Nastavit rameno a kolimátor do polohy 0°. Rozsvítit světelné pole. Postupně nastavit na elektronické stupnici jednotlivé clony x1, x2, y1, y2 kolimátoru na hodnoty 20 cm, 10 cm, 5 cm, 0 cm, -max. Na milimetrovém papíru odečíst přímo odchylku od nastavené hodnoty.

Tolerance: 2 mm

Vyhodnocení: ano - odchylka ≤ 2 mm / ne - odchylka > 2 mm.

Dokumentace výsledku: Výsledek kontroly je zaznamenán do protokolu zkoušky.“ [15]

2.6 Souhlas světelné osy a osy svazku záření

Cíl kontroly: Ověření souhlasu světelné a radiační osy svazku záření.

Použité pomůcky: Denzitometrický film, denzitometr, voděkvivalentní fantom, průklepový papír, pravítko, protokol o zkoušce.

Způsob kontroly: Stanovením odchylek průmětů os do roviny kolmé k předpokládanému směru osy svazku záření ve vzdálenosti SSD = 100 cm.

Postup kontroly: „Kontrola se provádí pro velikost pole 10 cm x 10 cm, SFD = 100 cm. Nastavit rameno a kolimátor do polohy 0°. Na povrch ozařovacího stolu ustavit vrstvu alespoň 10 cm voděkvivalentního fantomu, na tuto vrstvu připevnit denzitometrický film. Vyzdvihnout povrch filmu do SFD = 100 cm. Na film přilepit průklepový papír. Rozsvítit světelné pole a zakreslit každou hranu vždy dvojicí rysek. Pomocí pravítka a propisovací tužky rysky protlačit tak, aby po ozáření zůstaly na filmu jejich stopy (vpichy se na něj vyznačí rohy světelného pole). Do pravého rohu pole blíže u gantry vytlačit značku pro orientaci filmu. Stejným způsobem vyznačit světelný kříž. Film překrýt vrstvou voděkvivalentního materiálu 5 cm pro záření X 6MV a 10 cm pro záření X 15MV a ozářit dávkou 40MU. Pro účely zjištění zčernání odpovídajícího 50% dávce neexponovanou část filmu ozářit poloviční dávkou (20MU) za naprosto stejných podmínek. Film se vyvolá standardním způsobem ve vyvolávacím automatu. Pomocí denzitometru se určí hodnota denzity v oblasti 50% zčernání a stejnou hodnotu nalézt v oblasti ozáření 100% dávkou. Každou takto nalezenou hranu radiačního pole vyznačit opět dvěma ryskami. Rysky vyznačující velikost pole na průklepovém papíře i na filmu. Sestrojit úhlopříčky vzniklých čtyřúhelníků. Průsečík úhlopříček představuje osu světelného, resp. radiačního pole. Pomocí značek světelného kříže a značky orientace filmu sesadit oba průměty na sebe a na negatoskopu překreslit radiační pole i jeho osu k průmětu světelného pole. Stanovit odchylku polohy světelné osy od osy radiačního pole jako vzdálenost průsečíků úhlopříček. Stejně postupovat pro další hlavní polohy ramena.

Tolerance: 2 mm

Vyhodnocení: ano - odchylka ≤ 2 mm / ne - odchylka > 2 mm

Dokumentace výsledku: výsledek kontroly je zaznamenán do protokolu zkoušky.

Frekvence kontrol měsíčně pro základní polohu; pro hlavní polohy 2x ročně.“ [15]

2.7 Souhlas velikosti světelného a radiačního pole

Cíl kontroly: Ověření velikosti radiačního pole.

Použité pomůcky: Denzitometrický film, denzitometr, voděekvivalentní fantom, průklepový papír, pravítko, protokol o zkoušce.

Způsob kontroly: Stanovením maximální odchylky mezi hranami světelného a radiačního pole.

Postup kontroly: „Velikost radiačního pole je daná rozměrem plochy vymezené 50% izodózní křivkou v rovině kolmé k ose svazku záření ve standardní ozařovací vzdálenosti. Kontroluje se pro velikost pole 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm a 30 cm x 30 cm, SFD = 100 cm, pro obě energie brzdného záření a pro všechny hlavní polohy urychlovače. Nastavit rameno a kolimátor do polohy 0°. Na povrch ozařovacího stolu ustavit vrstvu alespoň 10 cm voděekvivalentního fantomu dostatečné velikosti (> 30 cm x 30 cm), na tuto vrstvu připevnit denzitometrický film. Vyzdvihnout povrch filmu do SFD = 100 cm. Na film přilepit průklepový papír. Rozsvítit světelné pole a zakreslit každou hranu vždy dvojicí rysek. Pomocí pravítka a propisovací tužky rysky protlačit tak, aby po ozáření zůstaly na filmu jejich stopy. Do pravého rohu pole blíže u gantry vytlačit značku pro orientaci filmu. Stejným způsobem vyznačit světelný kříž. Film překrýt vrstvou voděekvivalentního materiálu 5 cm pro záření X 6MV a 10 cm pro záření X 18MV a ozářit dávkou 40MU. Pro účely zjištění zčernání odpovídajícího 50% dávce neexponovanou část filmu ozářit dávkou 20MU za naprosto stejných podmínek. Film vyvolat standardním způsobem ve vyvolávacím automatu. Pomocí denzitometru určit hodnotu denzity v oblasti 50% zčernání a stejnou hodnotu nalézt v oblasti ozáření 100% dávkou. Každou takto nalezenou hranu radiačního pole vyznačit opět dvěma ryskami. Spojit rysky vyznačující velikost pole na pauzovacím papíře i na filmu. Pomocí značek světelného kříže a značky orientace filmu sesadit oba průměty na sebe a na negatoskopu překreslit radiační pole k průmětu světelného pole. Stanovit maximální odchylku mezi hranami světelného a radiačního pole. Postup opakovat pro všechny ověřované velikosti pole a všechny hlavní polohy urychlovače.

Tolerance:

- pro pole $\leq 20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ - 2 mm
- pro pole $\geq 20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ - 3 mm

Vyhodnocení:

- pro pole $\leq 20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$: ano - odchylka $\leq 2 \text{ mm}$ / ne - odchylka $> 2 \text{ mm}$
- pro pole $\geq 20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$: ano - odchylka $\leq 3 \text{ mm}$ / ne - odchylka $> 3 \text{ mm}$

Dokumentace výsledku: Výsledek kontroly je zaznamenán do protokolu zkoušky.“ [15]

2.8 Shoda velikosti radiačního pole s indikovaným

Cíl kontroly: Ověření shody velikosti radiačního pole s indikovanou hodnotou.

Použité pomůcky: Denzitometrický film, denzitometr, voděkvivalentní fantom, pravítko, protokol o zkoušce.

Způsob kontroly: Stanovením odchylky stanovené a indikované hodnoty.

Postup kontroly: „Kontroluje se pro velikost pole 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm a 30 cm x 30 cm, SFD = 100 cm, pro obě energie brzděného záření a pro všechny hlavní polohy urychlovače. Po denzitometrickém vyhodnocení filmu změřit velikost radiačního pole ve směru hlavních os a stanovit odchylku měřené hodnoty od hodnoty indikované na elektronické stupnici.

Tolerance:

- pro pole $\leq 20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ - 2 mm
- pro pole $\geq 20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ - 3 mm

Vyhodnocení:

- ano - odchylka $\leq 2 \text{ mm}$ / ne - odchylka $> 2 \text{ mm}$ pro pole $\leq 20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$
- ano - odchylka $\leq 3 \text{ mm}$ / ne - odchylka $> 3 \text{ mm}$ pro pole $\geq 20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$

Dokumentace výsledku: Výsledek kontroly je zaznamenán do protokolu zkoušky.“ [15]

3 Metodiky ozařoven Kliniky onkologické, České Budějovice

Charakteristiky svazků záření X. Tyto metodiky vycházejí z doporučení SÚJB. Klinika nahradila používání denzitometrických filmů kruhovými olověnými značkami, které si nechala vyrobit s přesností na desetinu milimetru za účelem nemalé úspory času i prostředků. Testy s těmito značkami se však stále vyhodnocují manuálně. V praktické části bylo mým úkolem zhotovit software, díky kterému se provádění měsíčních testů zautomatizuje a značně urychlí, bude méně subjektivní. Toto se bude odehrávat z jednoho jediného snímku zhotoveného na MV detektor. [16, 17, 18, 19, 20]

3.1 Shoda velikosti světelného a radiačního pole

Cíl kontroly: ověření velikosti radiačního pole vzhledem ke světelnému.

Způsob kontroly: stanovením vzdálenosti mezi okrajem světelného a radiačního pole.

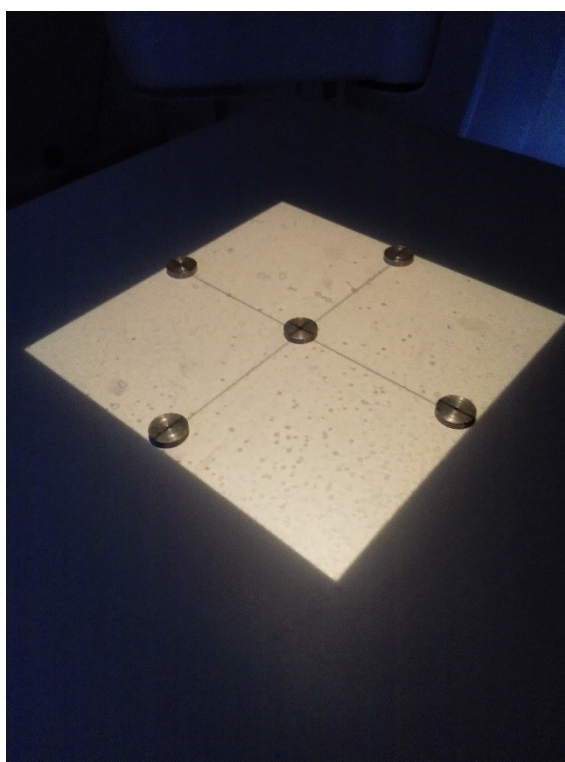
Pomůcky: olověné značky

Postup kontroly: zkontrolovat pro velikost pole 10 x 10 cm, 24 x 24 cm a pro pole vytvořené lamelami MLC. V servisním módu nastavit záznam MV obrazu, MV detektor nastavit do izocentra. Rozsvítit světelné pole, na MV detektor umístit čtyři kontrastní olověné značky (olověná značka průměr 20 mm a 1 mm díra uprostřed, obr. 3) na hrany pole na osách světelného kříže (obr. 4, obr. 5, obr. 6), vytvořit MV snímek (obr. 7 - snímky se exportují a následně manuálně hodnotí v programu PTW-FilmAnalyze). Nástrojem pro měření vzdálenosti určit odchylku kontrastních olověných značek od hran radiačního pole (obr. 8). Provést pro pole 10 x 10 cm pro všechny energie záření X (FF i FFF), pro ostatní pole energie pravidelně střídat.

Tolerance: 2 mm [21]



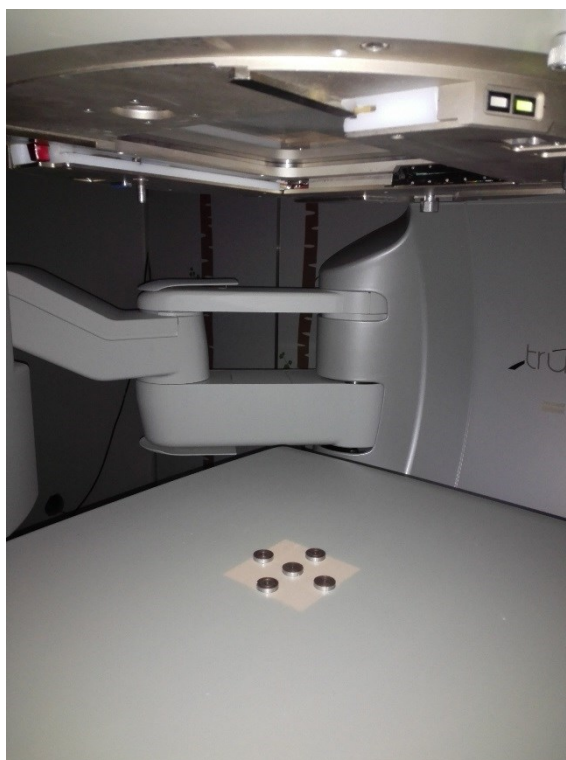
Obrázek 3 Olověná značka [Zdroj vlastní]



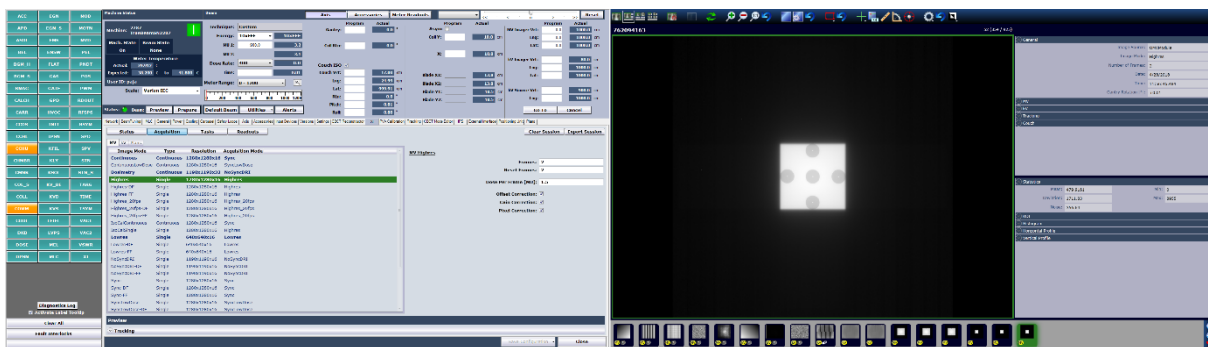
Obrázek 4 Umístění kontrastních olověných značek na hrany pole na osách světelného kříže [Zdroj vlastní]



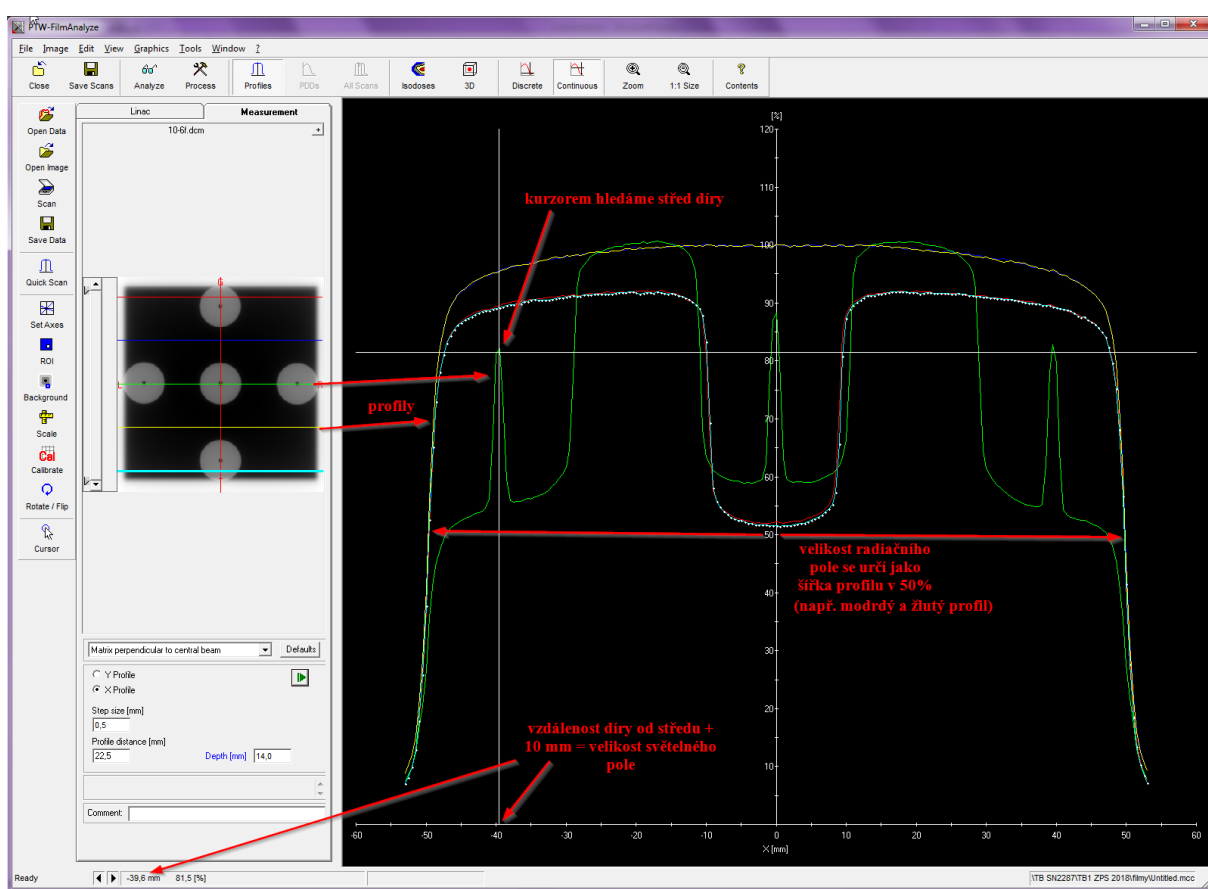
Obrázek 5 Umístění kontrastních olověných značek na hrany pole na osách světelného kříže [Zdroj vlastní]



Obrázek 6 Umístění kontrastních olověných značek na hrany pole na osách světelného kříže [Zdroj vlastní]



Obrázek 7 Vytvoření MV snímku v servisním módu lineárního urychlovače [Zdroj vlastní]



Obrázek 8 Manuální určování odchylky kontrastních olovených značek od hran radiačního pole v programu PTW-FilmAnalyze [Zdroj vlastní]

3.2 Souhlas světelné osy a osy svazku záření

Cíl kontroly: ověření souhlasu světelné a radiační osy svazku záření

Způsob kontroly: stanovením vzdálenosti mezi osou světelného a radiačního pole

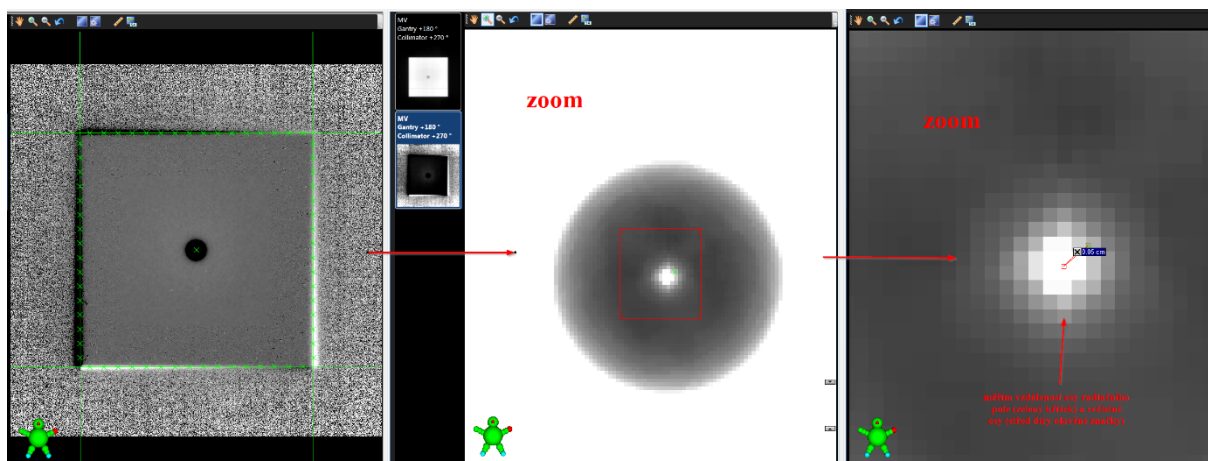
Pomůcky: olověná značka s otvorem

Postup kontroly: kontrolu provést pro velikost pole 18 x 18 cm, v programu MPC zvolit „Beam check“ pro jednotlivé MV energie. Program nastaví automaticky požadovanou velikost pole, MV detektor do izocentra a rameno do základní polohy. Rozsvítit světelné pole, na MV detektor umístit kontrastní olověnou značku s otvorem o velikosti 1 mm (obr. 9). Otvor nastavit na střed průmětu světelného kříže, vytvořit MV snímky. Program MPC automaticky detekuje hrany radiačního pole a vyznačí střed radiačního pole (osu). Nástrojem pro měření vzdálenosti určit odchylku osy radiačního pole od osy světelného pole (střed otvoru kontrastní olověné značky - obr. 10 - toto se hodnotí manuálně přímo v aplikaci MPC na urychlovači, snímky jsou automaticky ukládány na sdílené úložiště). Provést pro všechny energie záření X (FF i FFF).

Tolerance: 2 mm [21]



Obrázek 9 Kontrastní olověná značka umístěná na světelném poli MV detektoru [Zdroj vlastní]



Obrázek 10 Manuální hodnocení odchylky osy radiačního pole od osy světelného pole [Zdroj vlastní]

3.3 Shoda velikosti radiačního pole a indikovaného údaje

Cíl kontroly: ověření velikosti radiačního pole

Způsob kontroly: stanovením odchylky aktuální velikosti radiačního pole od indikované hodnoty

Pomůcky: olověné značky

Postup kontroly: kontrolu provést na základě hodnocení MV snímků vytvořených podle shody velikosti světelného a radiačního pole. Nástrojem pro měření vzdálenosti změřit velikost radiačního pole podél hlavních os (obr. 8) a stanovit odchylku měřené hodnoty od hodnoty indikované na elektronické stupnici. Pro MLC pole zkontrolovat velikost danou polohou jednotlivých lamel.

Tolerance: 2 mm [21]

3.4 Shoda velikosti světelného pole s indikovaným údajem

Cíl kontroly: Ověření shody velikosti světelného pole s indikovaným údajem pro základní polohu ramena.

Pomůcky: Kovové měřítko, milimetrový papír, mikrotužka, pravítko.

Způsob kontroly: Stanovením odchylky aktuální velikosti světelného pole od indikované hodnoty pro základní polohu ramena.

Postup kontroly: Nastavit parametry dle následující tabulky:

Měsíc	Úhel ramene	Úhel kolimátoru	Velikost pole [cm x cm]	SSD[cm]
1	0° nebo 90°	0°	5x5	100
2	0° nebo 90°	0°	10x10	100
3	0° nebo 90°	0°	20x20	100
4	0° nebo 90°	0°	30x30	100
5	270° nebo 90°	90°	10x10	100
6	270° nebo 90°	90°	30x30	100
7	0° nebo 90°	0°	40x40	150

Rozsvítit světelné pole a zakreslit každou hranu vždy dvojicí rysek na milimetrový papír. Ryskami proložit čtyřúhelník světelného pole, změřit velikost světelného pole na hlavních osách. Stanovit odchylku měřené hodnoty od hodnoty indikované na elektronické stupnici. Postup opakovat pro pole definovaná listy MLC - pole 10 cm x 10 cm a 24 cm x 24 cm.

Tolerance: 2 mm [21]

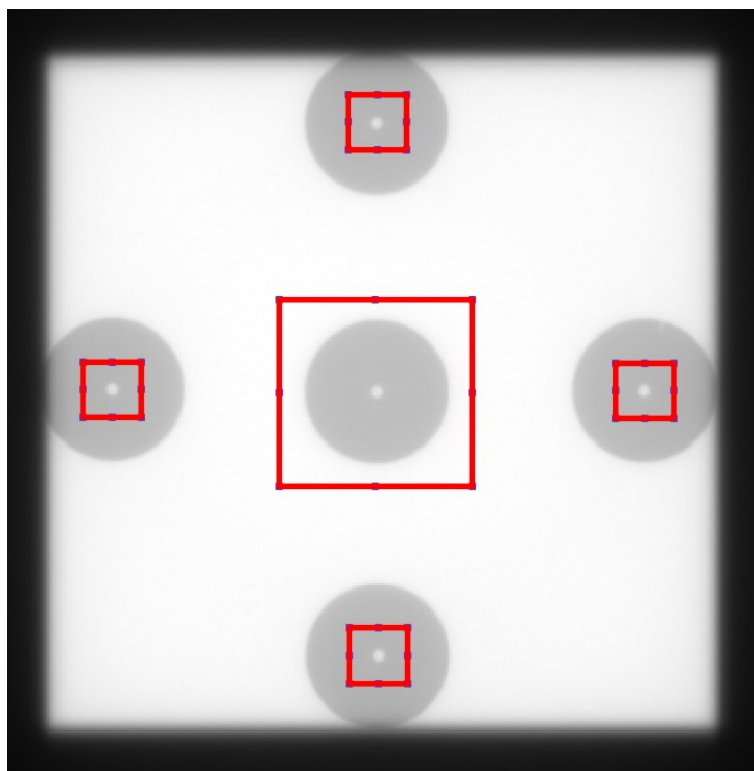
4 Návrh a realizace softwaru

Realizace softwaru probíhala v interaktivním programovém prostředí MATLAB R2016a. SW a jeho tvorba se dělí do dvou částí. V první řadě bylo třeba vytvořit binární masky z referenčního obrazu pro jednotlivé snímky. Vynásobením získaných MV snímků binárními maskami se získají potřebné výřezy, které jsou postupně použity k prahování a následné binarizaci obrazu. Poté je nalezen střed obrazu a jeho hrany. V druhé části tvorby SW byl algoritmus výpočtů použit do GUI.

4.1 Tvorba binárních masek

Aby bylo možné detekovat olověné značky v obraze, bylo třeba tyto značky z obrazu oddělit. K tomu byla použita funkce `generateMask` dostupná z Mathworks. Tato funkce umožňuje ruční tvorbu libovolně tvarovaných kontur. Kontury následně vymezují okraje binárních masek s hodnotou pixelů 0 vně kontur a s hodnotou pixelů 1 uvnitř kontur. Následné vynásobení binární masky s referenčním obrazem vznikne obraz s hodnotami pixelů 0 vně kontur a hodnotami pixelů z původního obrazu uvnitř těchto kontur. Pixely s hodnotou 0 nejsou zahrnuty do následných výpočtů. [22]

Celkem bylo potřeba si takto vytvořit 9 jednotlivých masek, pro každou olověnou značku zvlášť. 4 masky pro okrajové značky u MV snímku velikosti 10 x 10 cm, 4 další masky pro okrajové značky u MV snímku o velikosti 24 x 24 cm a následně 1 maska pro centrální olověnou značku, která se u obou těchto MV snímků pokládá na stejné místo na detektor.



Obrázek 11 Tvorba binárních masek pomocí funkce *generateMask* [Zdroj vlastní]

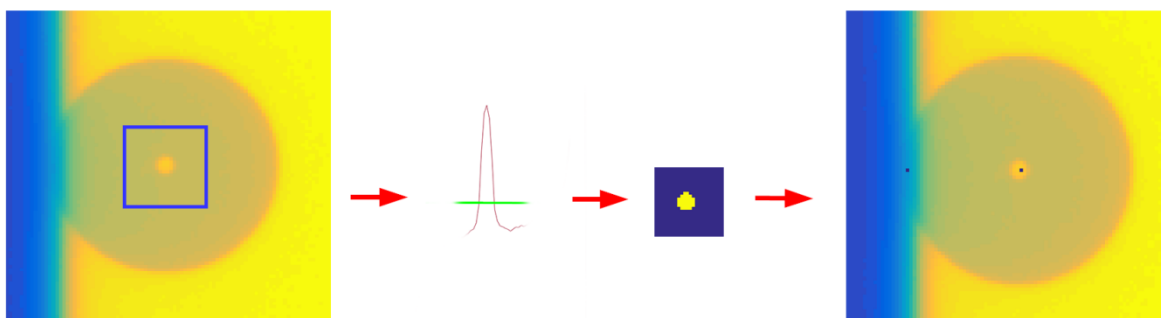
4.2 Detekce hran světelného pole a osy světelného pole

Všechny olověné značky umístěné na detektor, kromě jedné uprostřed, nám vymezují okraje světelného pole. V první řadě se musí zjistit souřadnice dírek uvnitř těchto kruhových pomůcek. Když se k nim se pak přičte poloměr olověné značky, získáme právě hranu světelného pole. Logicky podle metodik kliniky. Rozsvítí se světelné pole, např. 10 x 10 cm, a na okraje tohoto rozsvíceného světelného pole se umístí olověné značky, na osu světelného kříže.

Po vynásobení masek obrazem jsou získány samostatné výřezy dírek jednotlivých olověných značek. Z profilu těchto výřezů se empirickým výpočtem získá hodnota mezi maximální a minimální hodnotou v obraze. Tato hodnota slouží k určení okraje dírk (prahování). Následuje binarizace obrazu dírk vzniklého prahováním. Pixely, které mají hodnotu vyšší než je daná prahová hodnota, nabydou hodnot 0. Pixely, které mají hodnotu nižší než je daná prahová hodnota, nabydou hodnot 1. Na tento výsledný obraz dírk se aplikuje funkce k výpočtu těžiště plochy a získají se souřadnice těžiště. Výpočet souřadnic těžiště plochy je proveden následujícím způsobem. Nejprve jsou vytvořeny dvě matice, o rozměru původní matice MV snímku (1280 x 1280), které mají narůstající hodnoty v řádcích (osa x) a ve sloupcích (osa y) od 1 do 1280. Obrazově tak vzniknou dvě šikmé plochy. Oba obrazy jsou vynásobeny hodnoceným binárním obrazem. Vzniklé dva obrazy mají v hodnocené ploše

vzrůstající hodnoty v ose x a v ose y, mimo hodnocenou plochu je hodnota pixelů rovna 0. Následně se spočítá suma hodnot všech pixelů těchto šikmých ploch (pro osu x a y). Výsledné hodnoty (x a y) jsou vyděleny hodnotou sumy hodnot pixelů původního binárního obrazu. Dostaneme tak souřadnice x a y těžiště hodnocené plochy.

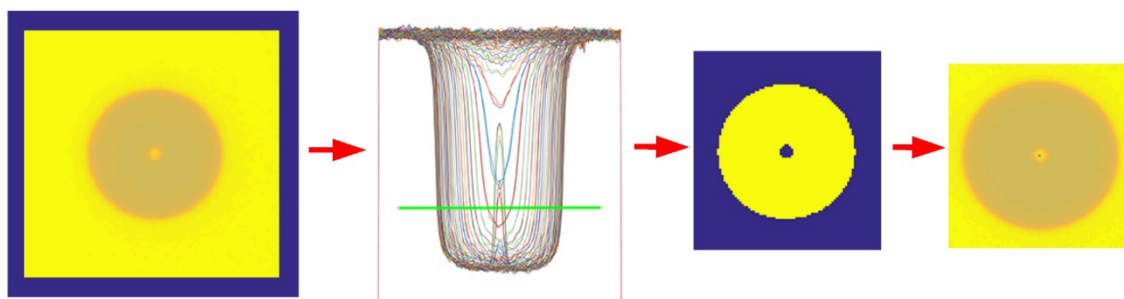
U krajních olověných značek se přičtením poloměru olověné značky k souřadnicím vypočítaného těžiště získají souřadnice hran olověných značek. Tyto souřadnice jsou hranami světelného pole. Viz obrázek č. 12.



Obrázek 12 Detekce středu krajní olověné značky a nalezení hrany světelného pole [Zdroj vlastní]

U centrální olověné značky dojde pomocí výpočtu těžiště plochy (viz výše) k nalezení středu světelné osy. Na tuto značku bylo možné aplikovat binární masku o celé velikosti této pomůcky. Neboť okrajové značky byly na své ploše v profilu zdeformovány hranou radiačního pole. Centrální značka radiačním polem takto ovlivněna není.

Po nalezení souřadnic všech krajních olověných značek dojde k vymezení světelného pole.



Obrázek 13 Detekce středu centrální olověné značky; nalezení středu světelné osy [Zdroj vlastní]

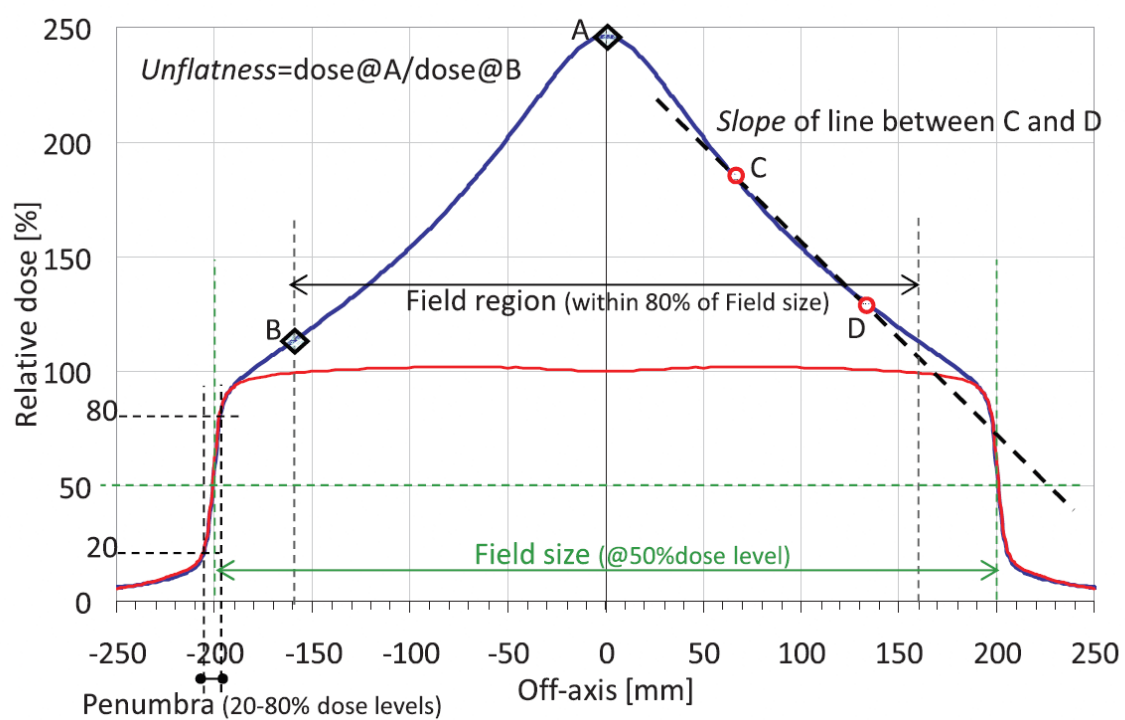
4.3 Detekce hran a osy radiačního pole

Zjištění velikosti radiačního pole svazků FF a FFF

U svazků FF srovná homogenizační filtr profil svazku do roviny. Velikost radiačního pole se zjistí tak, že se z maximální hodnoty na středu profilu změří šířka v 50%. Kdyby se takto měřila velikost radiačního pole u FFF, výsledná hodnota by byla mnohem menší, než je ve skutečnosti. FFF mají odlišný profil svazku, proto se podle studie Fogliata et al musí provést renormalizace. Špičce střechy na profilu se standardně určí hodnota 180%, tudíž 50% hodnota bude mnohem níže a výsledná velikost radiačního pole už bude správně. [8]

Určení velikostí radiačních polí FF a FFF probíhalo tak, že se určí maximum z několika profilů získaných MV snímků a spočte se medián. Medián z toho důvodu, aby se odfiltrovaly všechny náhodné extrémy, způsobené krom jiných příčin i používanými olověnými značkami a dírkami uprostřed těchto pomůcek. Poté už stačí jen nalézt 50% hodnotu a základní segmentací obrazu, prahováním, získáme binární obraz tvaru radiačního pole. Z tohoto plynou souřadnice (sloupce a řádky) jednotlivých hran radiačního pole. K dokončení zjištění velikosti radiačního pole zbývá spočítat vzdálenost protilehlých hran. Výpočet souřadnic těžiště plochy (souřadnice osy radiačního pole) je detailněji popsán v kapitole 4.2. U FFF bylo na počátku potřeba ještě navíc provést již zmíněnou renormalizaci.

Všechny vypočtené vzdálenosti se určují primárně v pixelech. Ty se pak přepočítávají dle rozměru pixelu (0,33 mm) na milimetry.

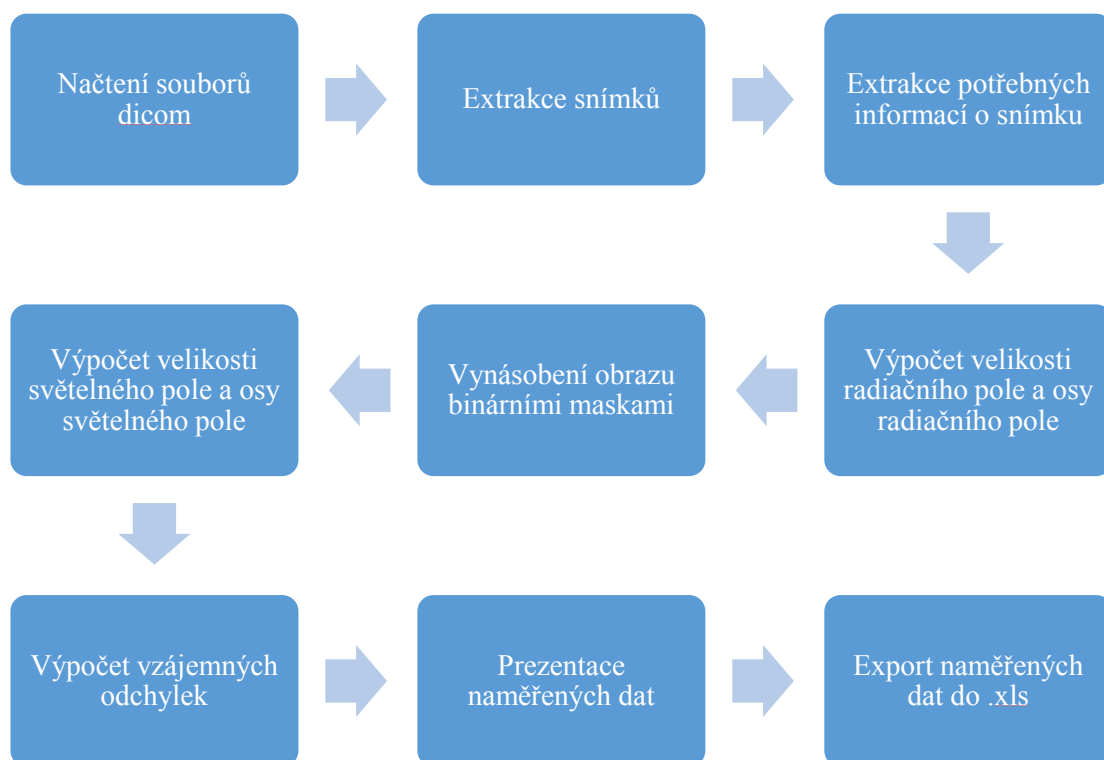


Obrázek 14 Renormalizace a určení velikosti radiačního pole v 50% (červeně) u FFF [8]

5 GUI

5.1 Struktura programu

Program, který se na požadavek kliniky vytvářel, dostal název LiRa (Light field vs Radiation field).



Obrázek 15 Struktura programu LiRa [Zdroj vlastní]

Data, která se hodnotí, jsou ve formátu dicom. Z dicom souboru je pomocí funkce dicominfo a dicomread extrahován snímek v podobě matice obrazových bodů. Měsíčně se těchto dicom souborů vyhodnocuje celkem 7.

MV obraz je postupně násoben binárními maskami, vzniknou tak výřezy potřebné k určení středu světelného pole a velikosti světelného pole.

Snímky jsou o různých velikostech, 10 x 10 cm a 24 x 24 cm. Aby bylo jasné, na který snímek aplikovat kterou binární masku, je třeba zjistit, jakou mají velikost pole. Toto je obsaženo v dicomu a pomocí funkce dicominfo to lze zjistit. Dicominfo vypíše všechny tagy souboru; ty tam ukládá stroj, když generuje snímek. Dále je třeba vědět velikost energie a typ svazku, aby se mohla aplikovat renormalizace nebo jen stačilo změřit šířku v 50% maxima.

Snímek po snímku se zjišťuje velikost radiačního pole, osa radiačního pole atd. U odchylek se vždy odečítá radiační pole od světelného.

Export do xls byl požadavek fyzikálního úseku. Export se provádí pomocí funkce `xlswrite` z toolboxu Matlabu. Tato funkce spustí program Microsoft Excel, vytvoří nový soubor xls a postupně zapisuje do příslušných buněk výsledné hodnoty. Pozice jednotlivých buněk jsou pevně naprogramovány dle protokolu o měsíční zkoušce. Xls soubor je následně uložen na uživatelem zvolené místo na disku. Přítomnost programu Microsoft Excel je nezbytná pro správnou funkci programu LiRa. Hodnoty se po vyhodnocení dají rovnou kopírovat jako celé tabulky do protokolu o měsíční zkoušce, který kromě těchto testů obsahuje celkem 8 stránek dalších testů obsažených v měsíční zkoušce.

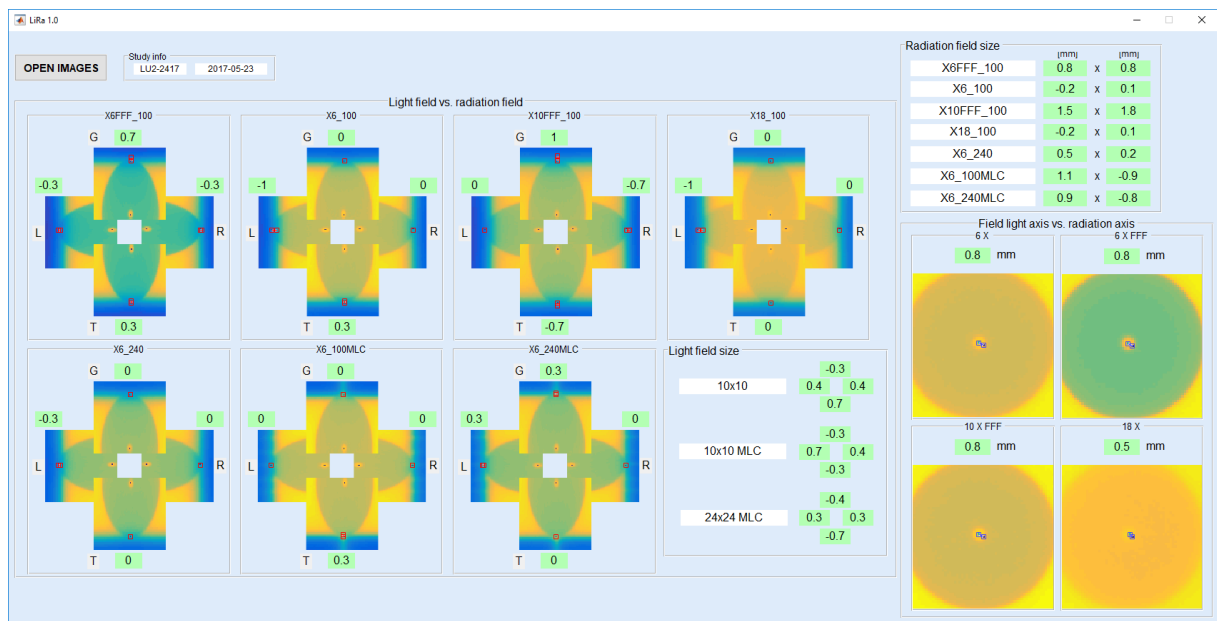
Při spuštění programu po instalaci volí uživatel otevření složky na sdíleném úložišti a vybírá 7 dicom souborů. Po zobrazení výsledných odchylek s grafickým doprovodem se program uživatele zeptá, jestli chce data exportovat do protokolu o měsíční zkoušce.

Prezentace dat je v GUI rozdělena na 4 části.

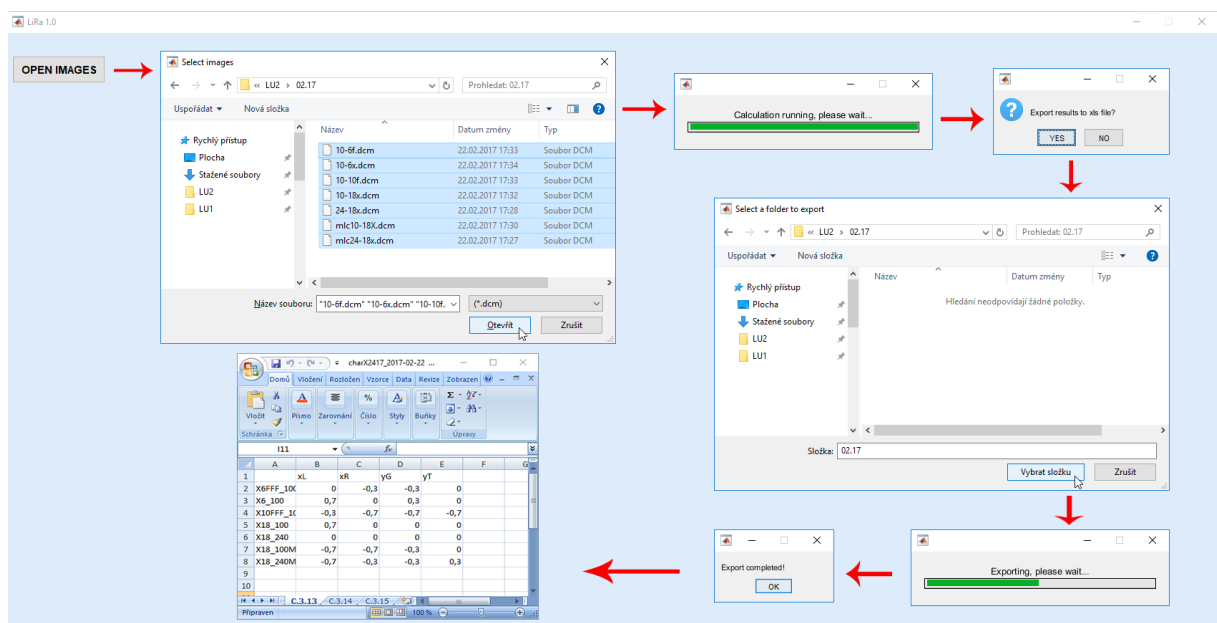
V první a nejrozměrnější části se nachází 7 odchylek velikosti světelného pole od velikosti radiačního pole. Je zde graficky zobrazena každá olověná značka a jednotlivě její hrany. Hodnoty se do xls souboru zapisují v osách x_1 , x_2 , y_1 , y_2 (G – gun, T – target, L – left, R – right). Odchylky jednotlivých snímků se zobrazují podle toho, v jakém pořadí byly nazářeny na MV detektor. Výsledné hodnoty se počítají tak, že se odečítá radiační pole od světelného.

Druhá část patří odchylkám světelného pole od indikovaného, každý měsíc 3 stejné velikosti. Odečítá se indikovaná hodnota od naměřené, opět pro osy x_1 , x_2 , y_1 , y_2 .

Pravá horní část okna patří odchylkám 7 velikostí radiačního pole od indikovaného. Hodnotí se pro osy x a y . Ve čtvrté a poslední části se nachází 4 odchylky osy světelného od osy radiačního pole.



Obrázek 16 Design graficko-uživatelského rozhraní [Zdroj vlastní]



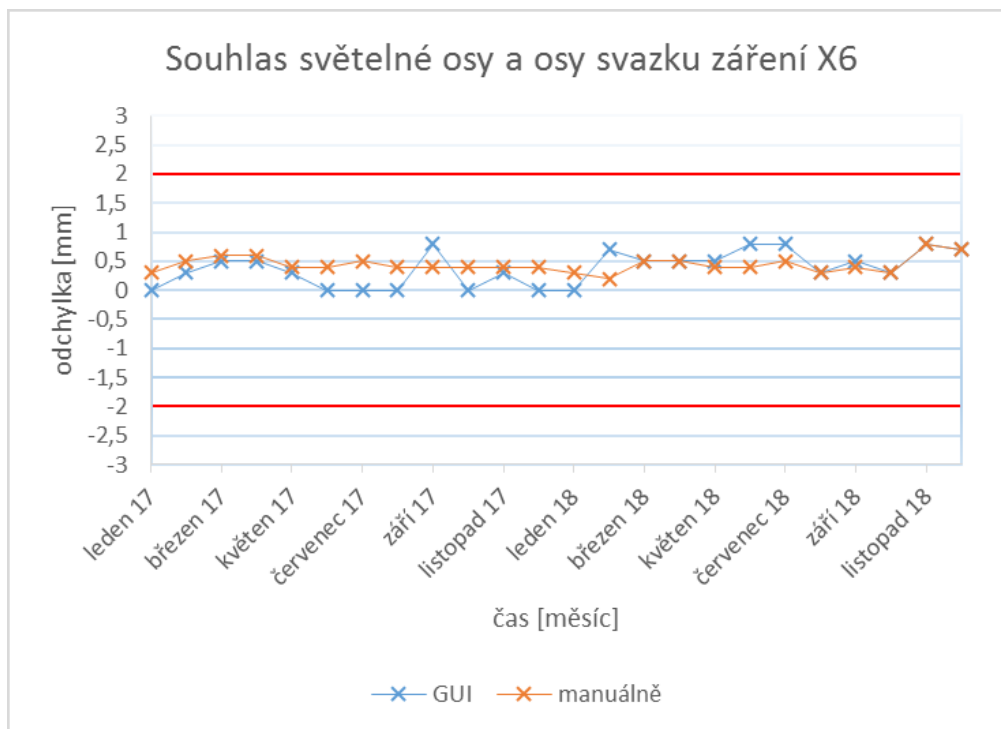
Obrázek 17 Ovládací prvky GUI [Zdroj vlastní]

5.2 Testování správné funkce programu

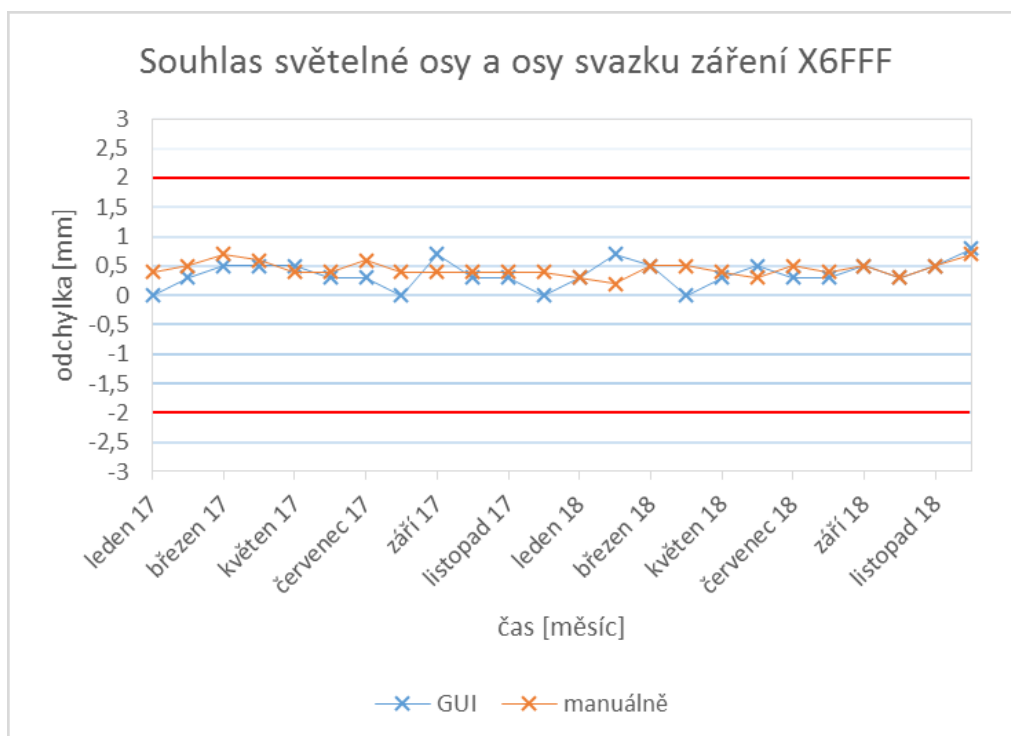
Rozdíly manuálního vyhodnocování vs GUI

Provedlo se zpětně porovnání manuálně zjištěných hodnot za poslední dva roky se softwarovým vyhodnocením. Předpokládala se určitá míra shody a v některých případech to tak je. Je třeba si ale dát pozor na to, že nelze jednoznačně určit, která hodnota je přesnější. Cíl totiž nebyl

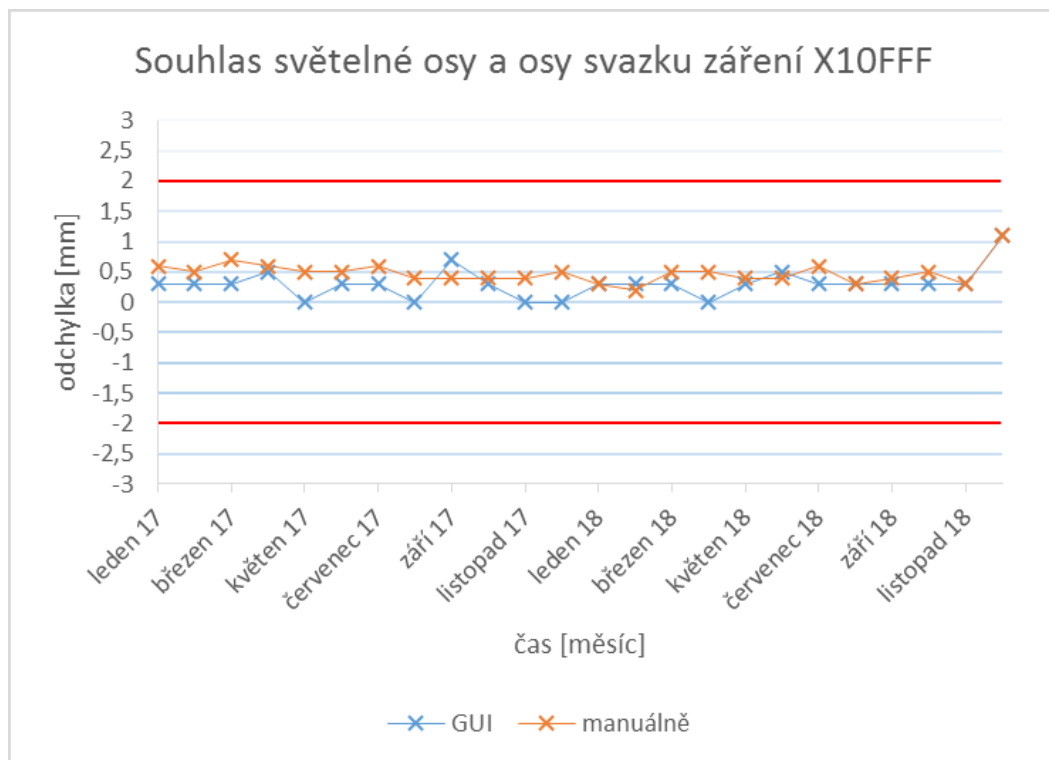
dostat se k absolutnímu fyzikálnímu stanovení. Primární úkol byl tento manuální proces zautomatizovat.



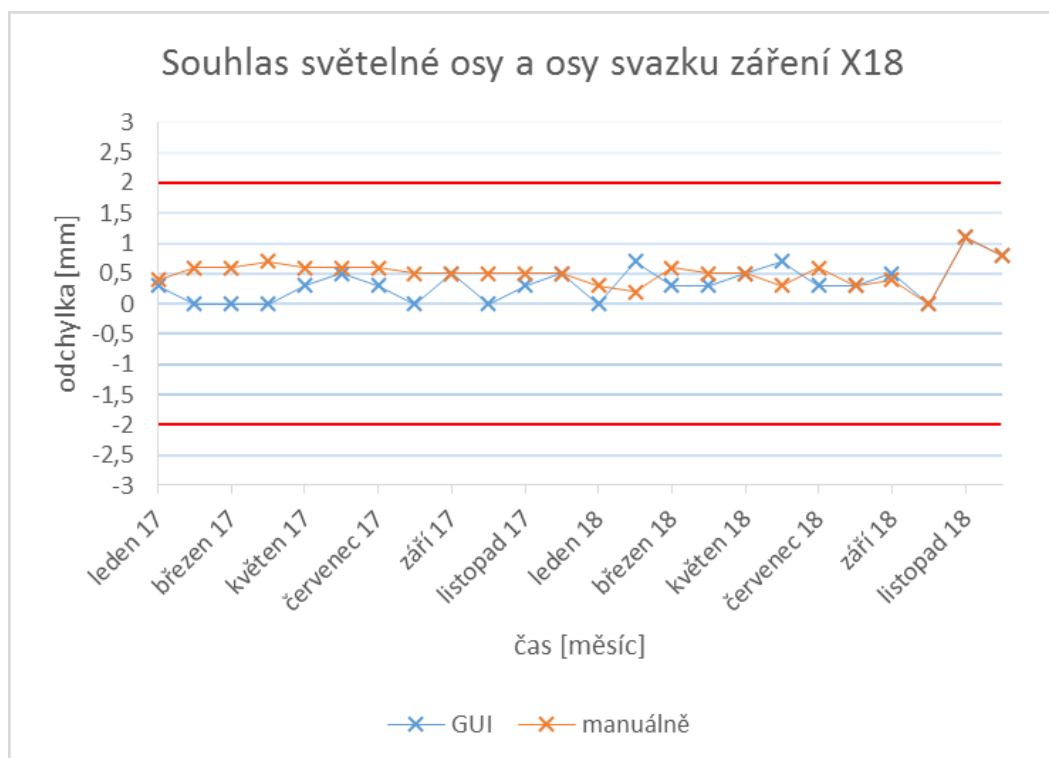
Graf 1 Souhlas světelné osy a osy svazku záření X6; tolerance ± 2 mm



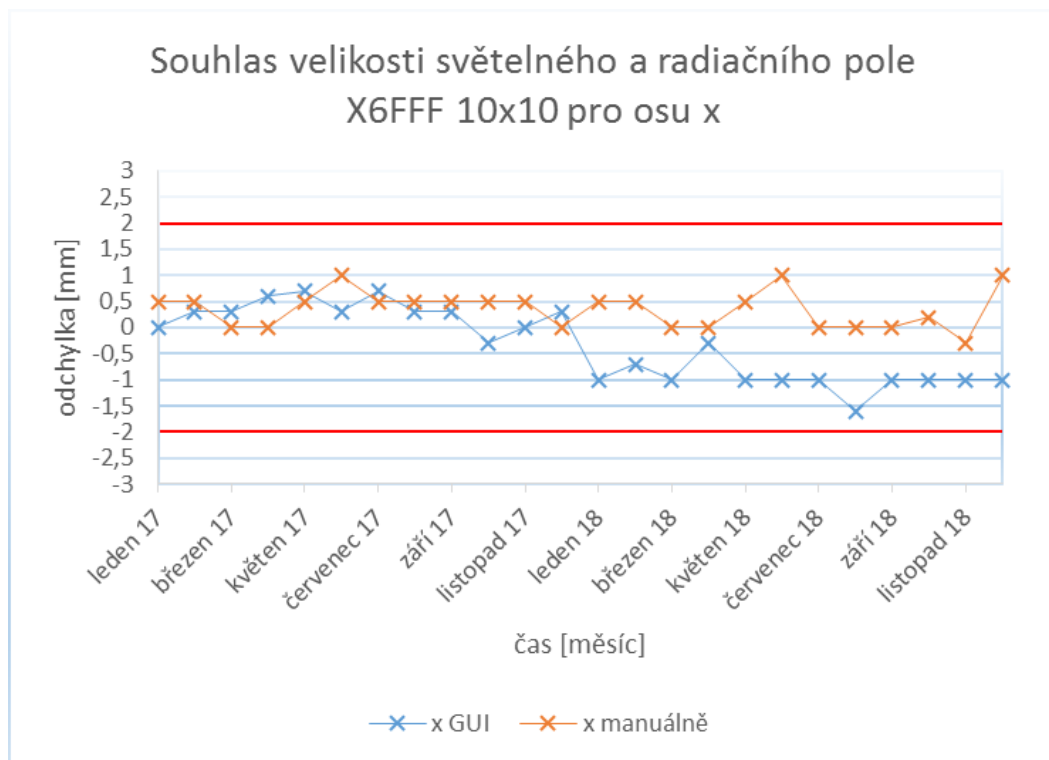
Graf 2 Souhlas světelné osy a osy svazku záření X6FFF; tolerance ± 2 mm



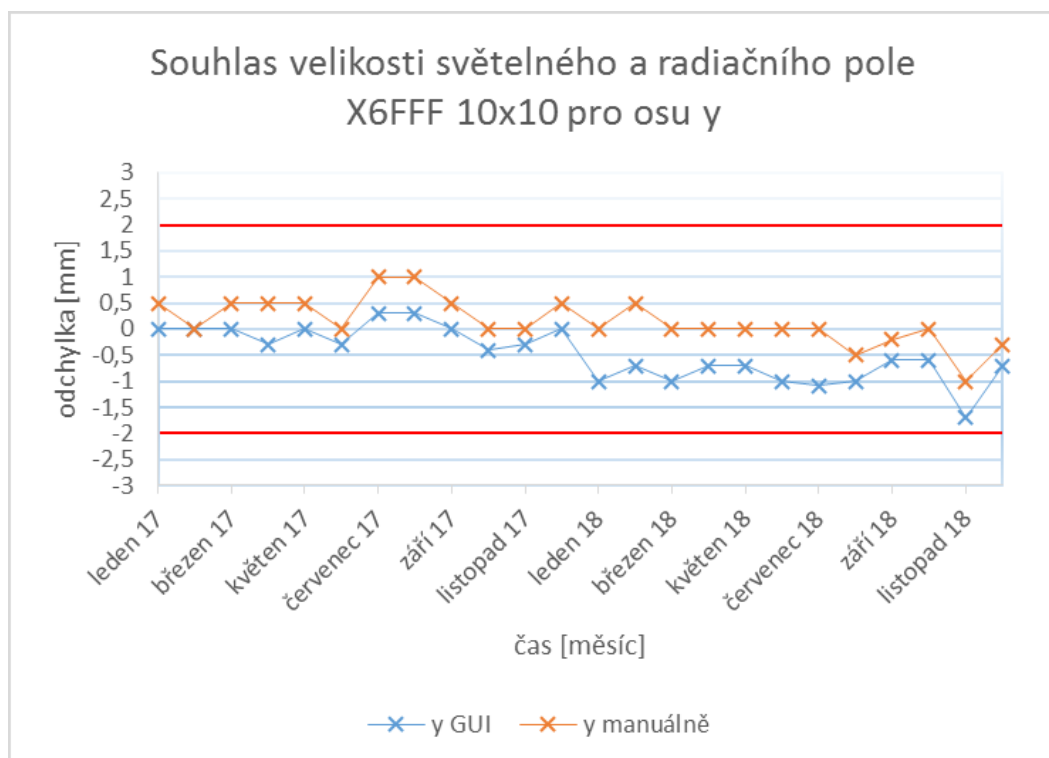
Graf 3 Souhlas světelné osy a osy svazku záření X10FFF; tolerance ± 2 mm



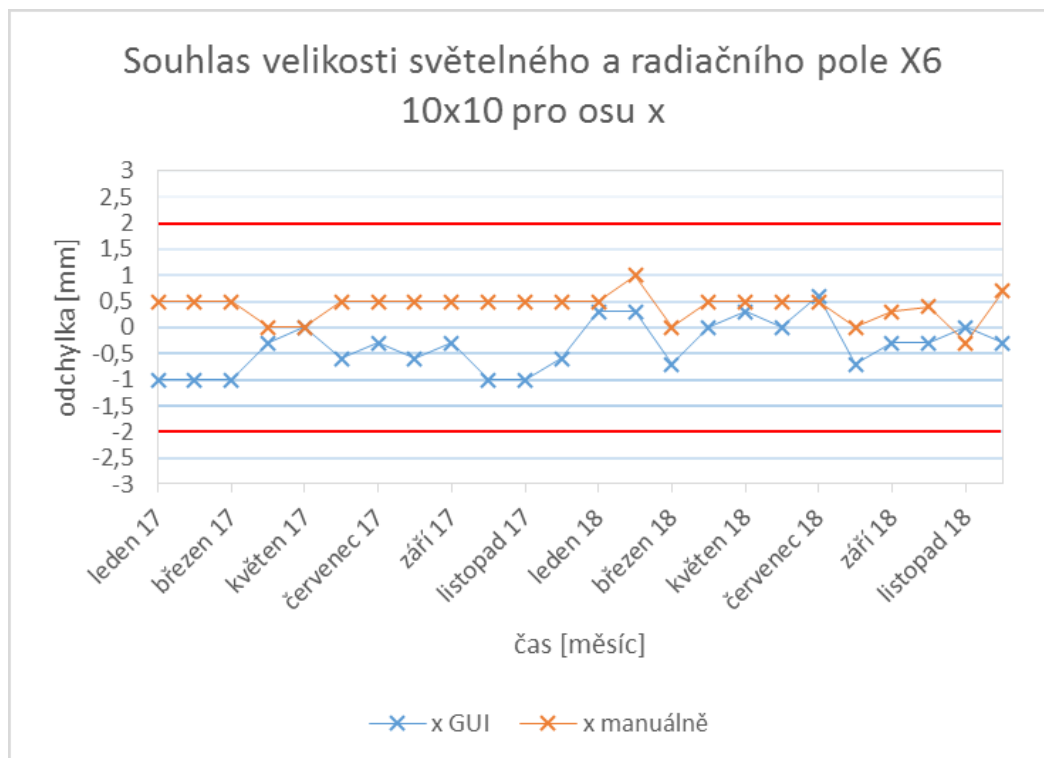
Graf 4 Souhlas světelné osy a osy svazku záření X18; tolerance ± 2 mm



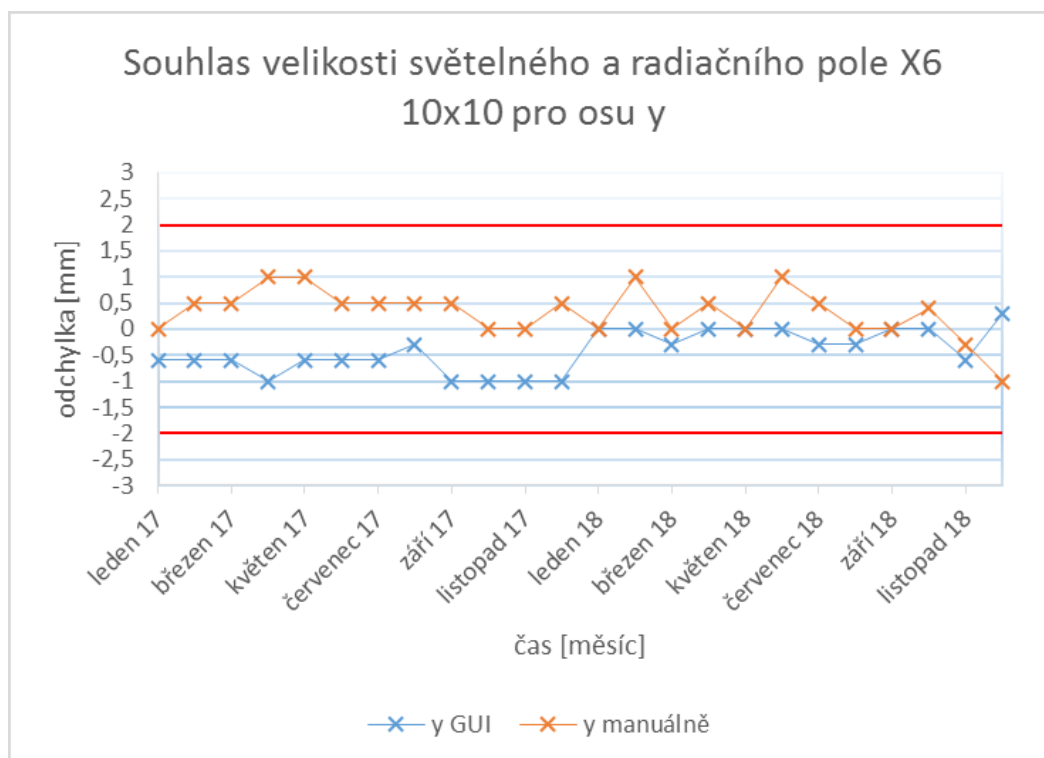
Graf 5 Souhlas velikosti světelného a radiačního pole X6FFF 10x10 pro osu x; tolerance ± 2 mm



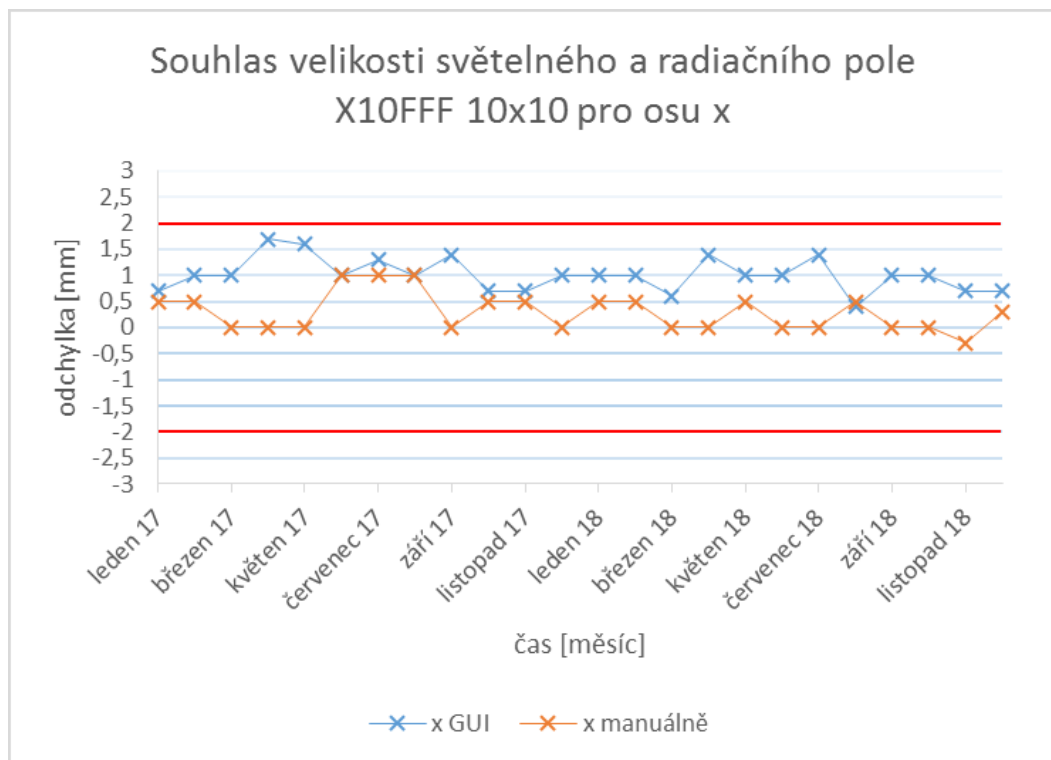
Graf 6 Souhlas velikosti světelného a radiačního pole X6FFF 10x10 pro osu y; tolerance ± 2 mm



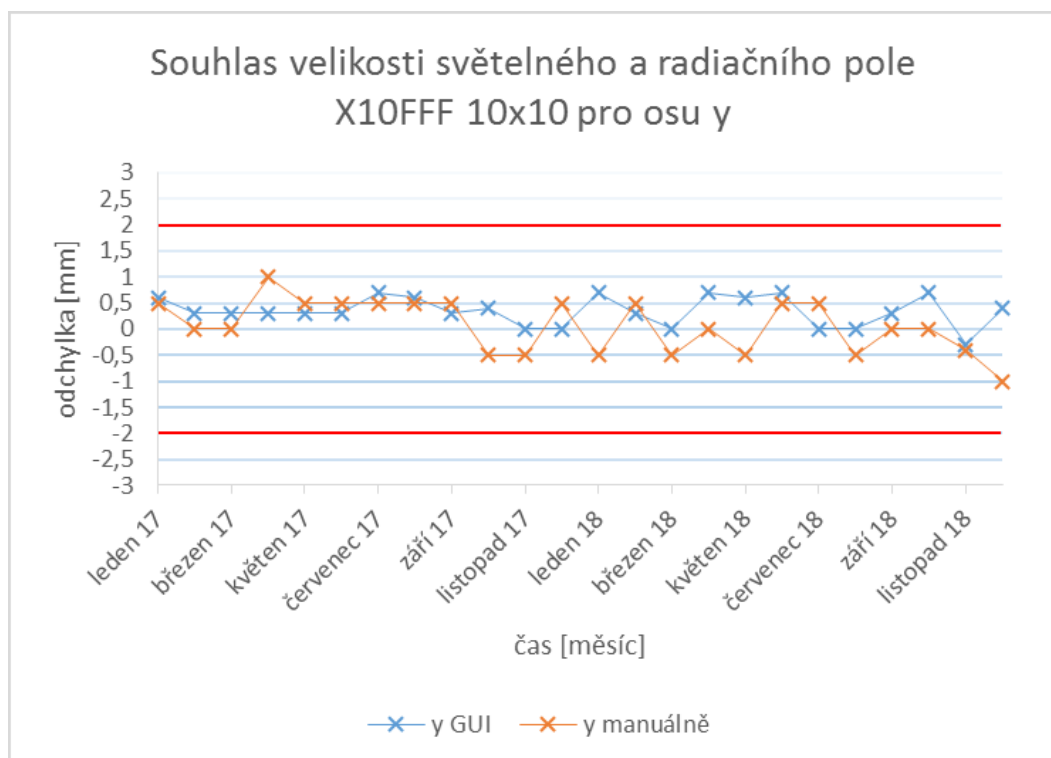
Graf 7 Souhlas velikosti světelného a radiačního pole X6 10x10 pro osu x; tolerance ± 2 mm



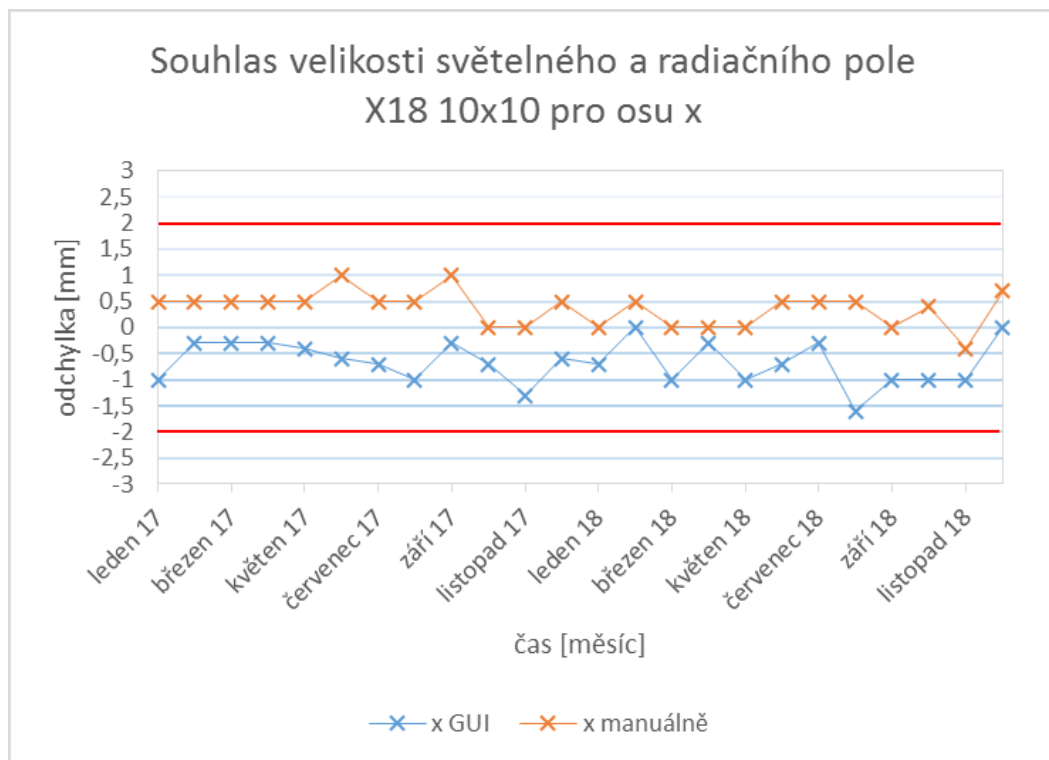
Graf 8 Souhlas velikosti světelného a radiačního pole X6 10x10 pro osu y; tolerance ± 2 mm



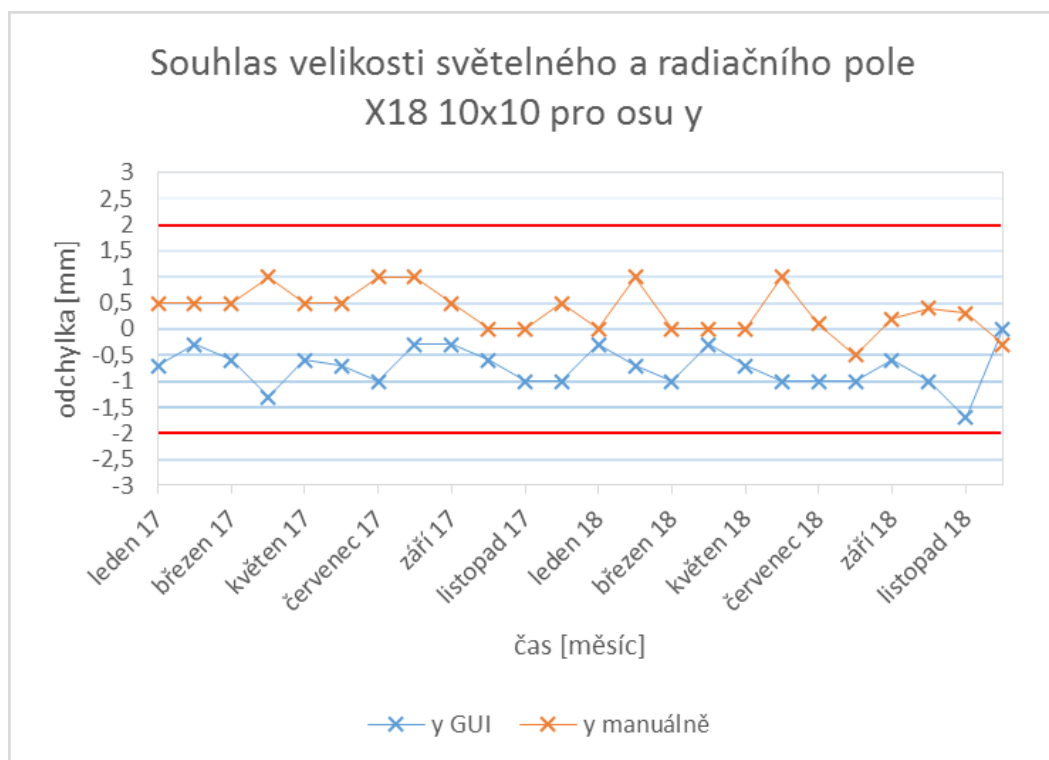
Graf 9 Souhlas velikosti světelného a radiačního pole X10FFF 10x10 pro osu x; tolerance ± 2 mm



Graf 10 Souhlas velikosti světelného a radiačního pole X10FFF 10x10 pro osu y; tolerance ± 2 mm



Graf 11 Souhlas velikosti světelného a radiačního pole X18 10x10 pro osu x; tolerance ± 2 mm

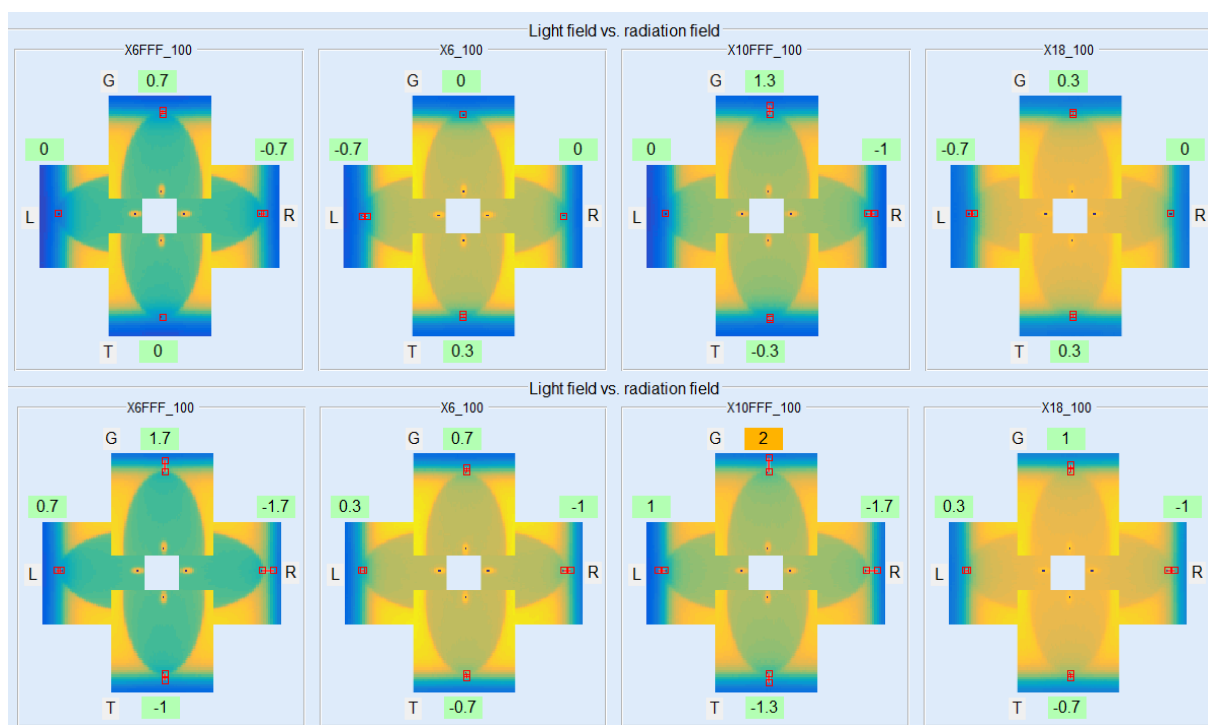


Graf 12 Souhlas velikosti světelného a radiačního pole X18 10x10 pro osu y; tolerance ± 2 mm

Simulace poruchy

V neposlední řadě bylo důležité otestovat, jak je program schopen zachytit výraznější změny naměřených parametrů, např. při poruše přístroje apod.

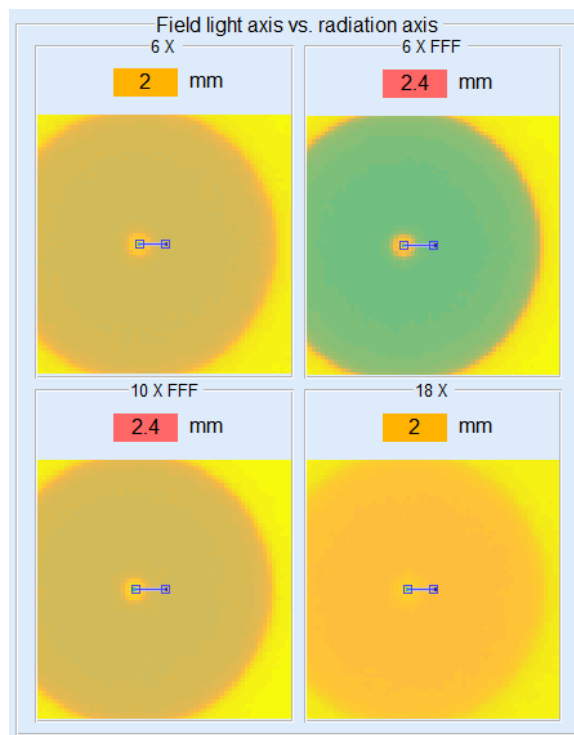
Prováděly se posuny olověných značek o různé vzdálenosti nebo se zvětšovalo radiační pole.



Obrázek 18 Zvětšením radiačního pole dojde ke zvětšení odchylky koincidence světelného a radiačního pole. Před posunem clon (nahore) a po posunutí clon o 1 mm na každou stranu (dole) [Zdroj vlastní]

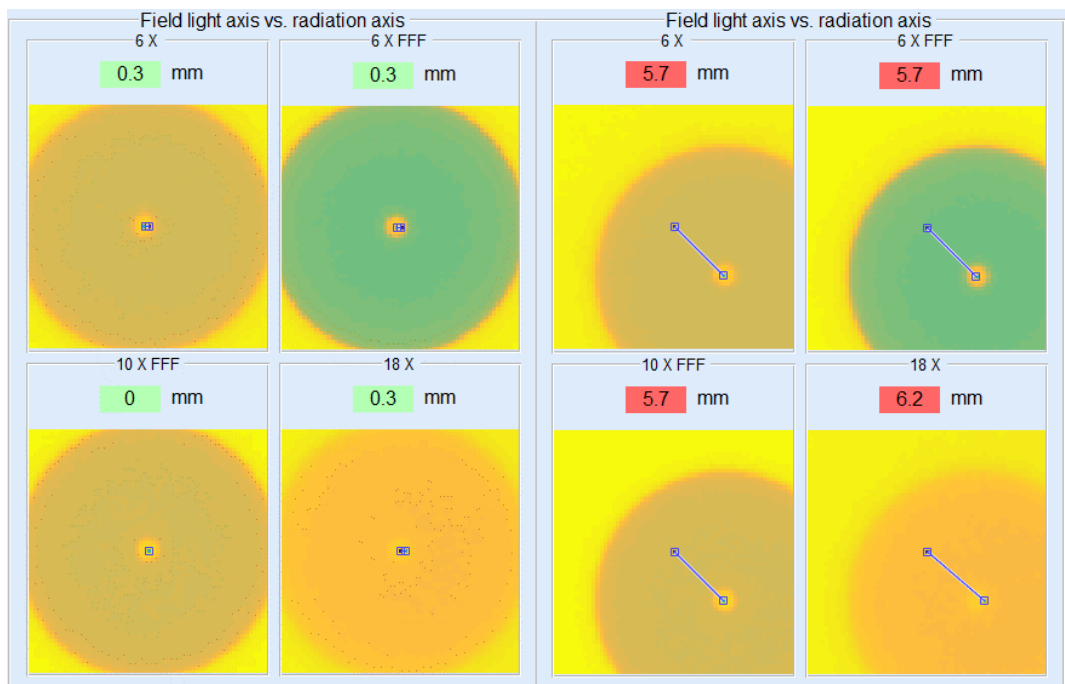
Radiation field size				Radiation field size			
	[mm]		[mm]		[mm]		[mm]
X6FFF_100	0.8	x	0.4	X6FFF_100	2.5	x	2.5
X6_100	-0.6	x	-0.6	X6_100	1.5	x	1.5
X10FFF_100	1.1	x	1.5	X10FFF_100	2.8	x	3.1
X18_100	-0.6	x	-0.2	X18_100	1.5	x	1.5
X18_240	-0.1	x	-0.5	X18_240	-0.1	x	-0.5
X18_100MLC	1.1	x	-1.2	X18_100MLC	1.1	x	-1.2
X18_240MLC	0.9	x	-1.1	X18_240MLC	0.9	x	-1.1

Obrázek 19 Odchylka velikosti radiačního pole s indikovaným, před posunem clon (vlevo) a po posunu clon o 1 mm na každou stranu (vpravo) s indikací překročení tolerance 2 mm [Zdroj vlastní]

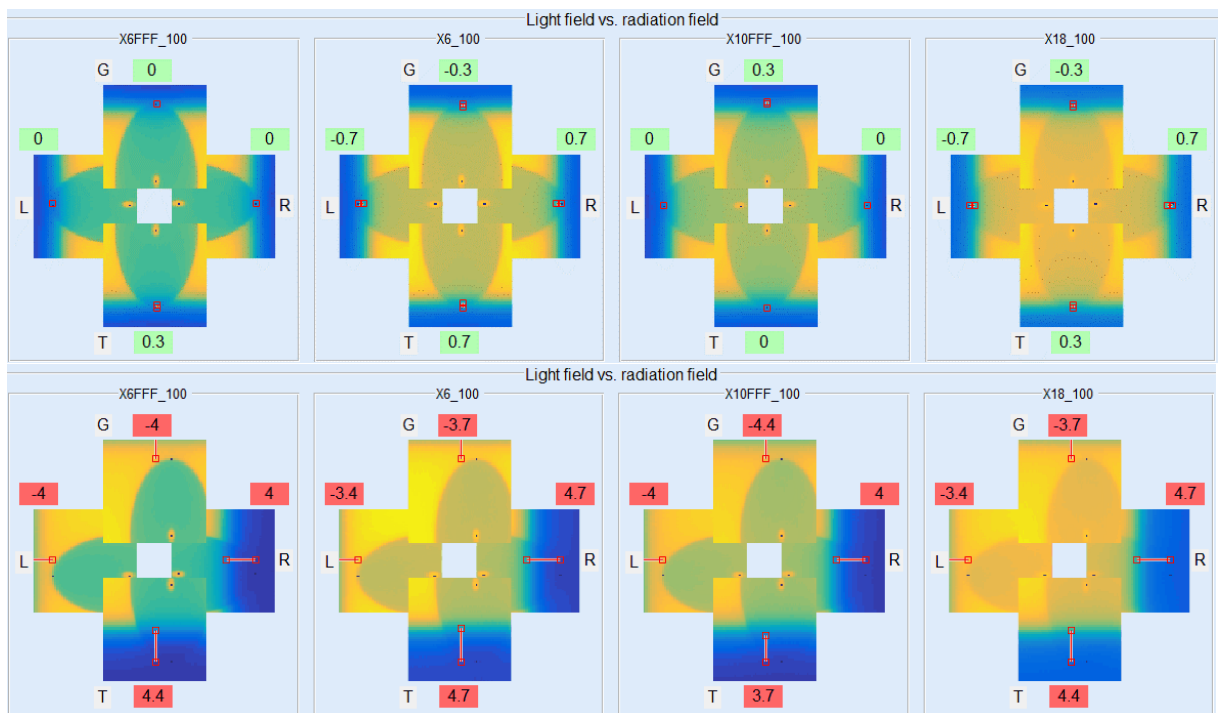


Obrázek 20 Odchylka světelné osy od osy radiační a indikace překročení tolerance z důvodu posunu centrální olověné značky o 2 mm [Zdroj vlastní]

Radiační osa posunuta o 4 mm nahoru a doleva, viz níže. Toto teoreticky může nastat z několika příčin (a proto se to ověřuje) - jednak může dojít k poruše solenoidů, které řídí urychlovaný svazek elektronů a ty pak nedopadají na dané místo terčíku, nebo chybnému najetí samotného terčíku, což jinými slovy znamená posun ohniska a tím pádem posun radiačního pole. Nebo může dojít k chybnému najetí zrcátka a žárovky, což se projeví posunem nebo změnou velikosti světelného pole.



Obrázek 21 Radiační osa před posunem (vlevo) a posunutá o 4 mm nahoru a 4 mm doleva (vpravo) [Zdroj vlastní]

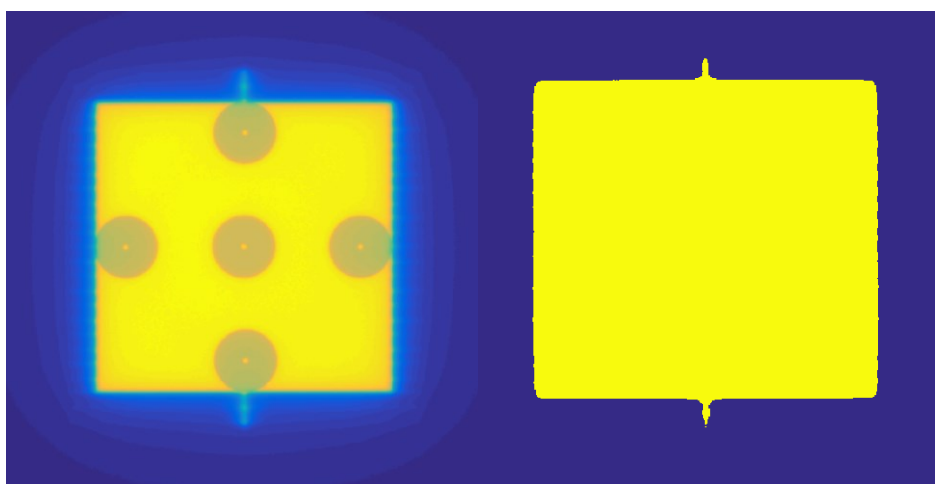


Obrázek 22 Radiační osa před posunem (nahore) a posunutá o 4 mm nahoru a 4 mm doleva (dole) [Zdroj vlastní]

5.3 Optimalizace

Transmise záření

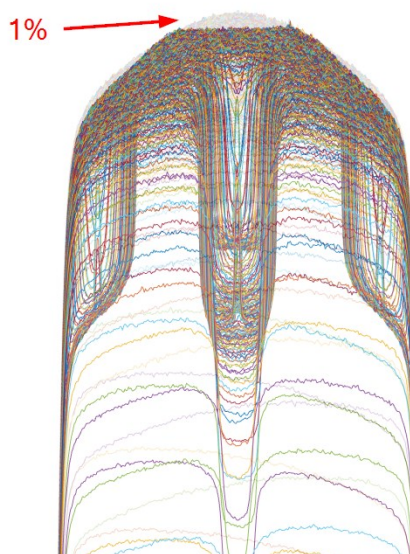
U MV snímků, které se tvoří pomocí MLC, vznikají vlivem transmise záření mezi lamelami nepravidelnosti, které bylo potřeba odstranit určením hrany ve sloupcích a řádcích. Řádek po řádku se v binarizovaném obrazu zjišťuje počet nenulových pixelů. Řádek s počtem nenulových pixelů nejbližší polovině počtu pixelů v poli je stanoven jako hrana pole. Totéž se provede i pro sloupce.



Obrázek 23 Transmise záření u MV snímku tvořeného MLC před prahováním (vlevo) a po něm (vpravo) [Zdroj vlastní]

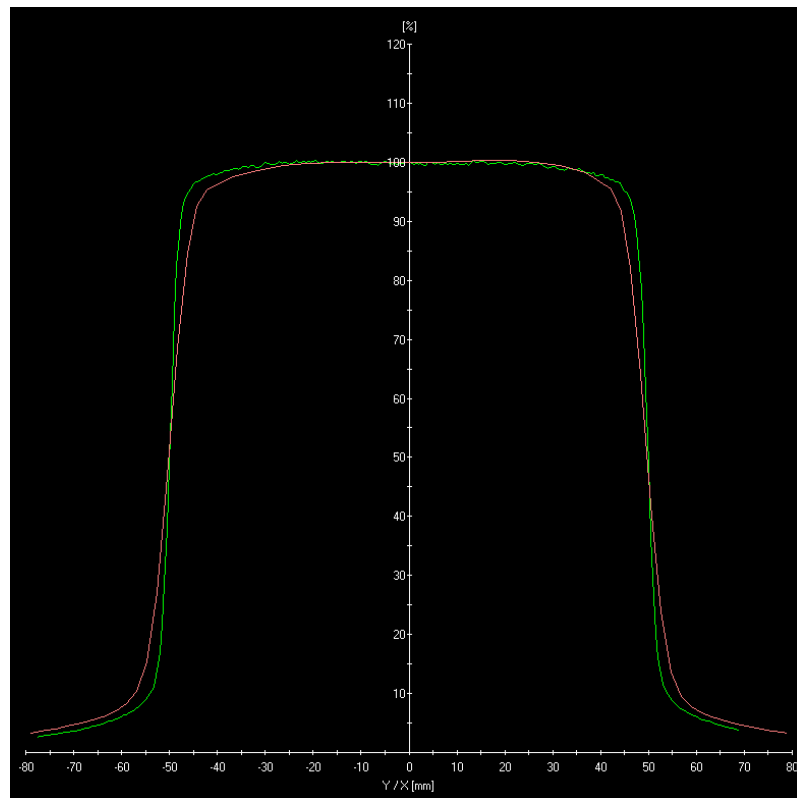
Velikost radiačního pole FFF

Jak již bylo zmíněno výše, velikost radiačního pole se zjišťuje na středu profilu v 50% maxima, u FFF po renormalizaci. Ale tím, že je na středu profilu položená olověná pomůcka, se profil svazku zdeformoval. Zjistila jsem, že když se vytvoří MV snímek s olověnou značkou a bez ní, úbytek signálu je u energie 10 MV 1% a 0,5% u energie 6 MV (obr. 24). Na výsledné velikosti pole to bude mít vliv zhruba o velikosti jednoho pixelu (0,33 mm), tudíž uvažuji o tom, že se to zanedbá. Ale v současné době ještě testuji, zdali nebude nutné tuto chybějící špičku na střeše profilu u svazků FFF kompenzovat. Což by znamenalo vynásobit maximum profilu svazku FFF konstantou 1,01 u energie 10 MV a 1,005 u 6 MV. Bylo by ale potřeba vytvořit mnohem více snímků s olověnými značkami a hodnoty zprůměrovat, aby byla konstanta co nejpřesnější.

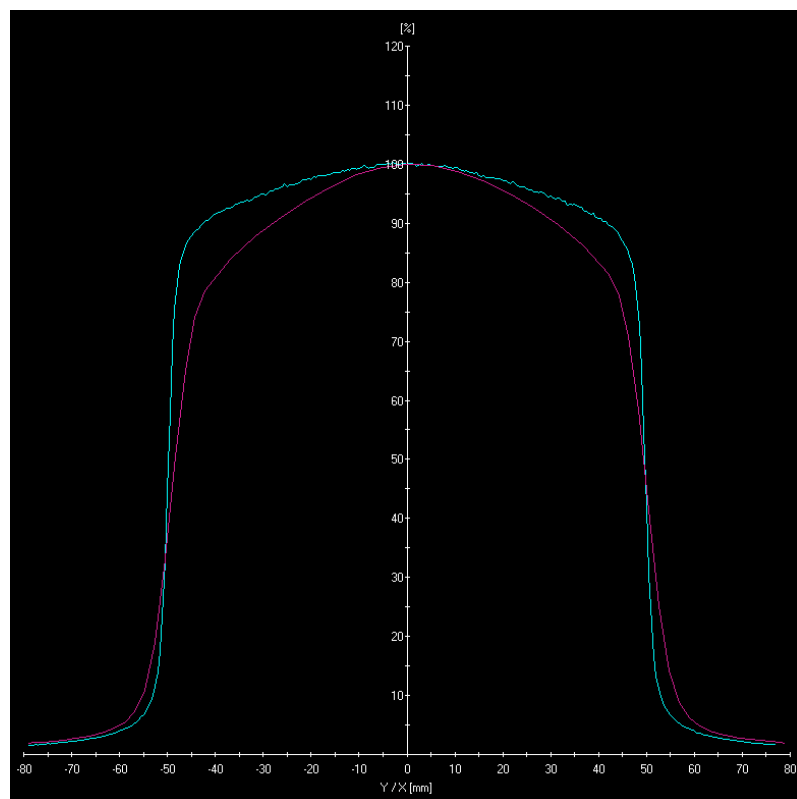


Obrázek 24 Chybějící signál na profilu svazku FFF [Zdroj vlastní]

Měření velikosti radiačního pole u FF i FFF mělo svá další úskalí. Kromě chybějící špičky na střeše profilu svazku je zde nutné zmínit porovnání profilů svazků z MV detektoru a vodního fantomu. Tyto profily totiž nejsou totožné, a to z fyzikálního důvodu; u vzniku radiačního pole se záření absorbuje ve vodě (lidské tělo je tvořeno převážně z vody). V našem případě ale záříme na MV detektor, a to není voděkvivalentní materiál. U FF je profil svazku podobný, a velikost v 50% maxima odpovídá indikované hodnotě. U FFF je rozdíl výraznější, ale po renormalizaci velikost pole opět zhruba souhlasí s velikostí naměřenou ve vodním fantomu. Toto bylo konzultováno s fyziky, a znovu je nutné podotknout, že všechna tato měření nelze brát jako absolutní. Cílem je zachycení výraznějších změn v čase.



Obrázek 25 Porovnání profilu svazku FF (růžový = vodní fantom, zelený = MV detektor) [Zdroj vlastní]



Obrázek 26 Porovnání profilu svazku FFF (růžový = vodní fantom, tyrkysový = MV detektor) [Zdroj vlastní]

Diskuze

Manuální vyhodnocování měsíčních testů původně trvalo 90 - 120 minut pro oba lineární urychlovače. Nyní po automatizaci pomocí softwaru se doba vyhodnocování razantně zkrátila na zhruba 4 - 5 minut.

Došlo také k odstranění subjektivity během vyhodnocování. Ovšem jen částečně, jelikož kruhové olověné značky na detektor vždy pokládá lidská ruka, takže ne vždy může být nastavení před testováním zcela přesné.

Výsledky odchylek se zobrazí ihned a přehledně ve vyhodnocovacím okně softwaru. Pokud hodnoty překročí toleranční limit, uživatel je upozorněn výraznou barevnou indikací.

Další uspoření času personálu vyplývá z možnosti kopírovat výsledky zjištěných odchylek jako celé tabulky do protokolu, kde se nachází dalších 8 stran testů obsažených v měsíční zkoušce přístroje, které se dříve musely přepisovat ručně.

Podle provedeného testování je software schopen zachytit změny parametrů při simulované poruše (viz Simulace poruchy v kapitole 5.2).

Pokud by byla odchylka světelného pole více než je velikost binární masky krajní olověné značky, program selže. Zmíněné binární masky jsou totiž velmi malé (6 x 6 mm), takže pokud by byla krajní pomůcka posunuta o více než 3 mm jedním nebo druhým směrem, dojde k selhání programu. Nicméně tak velká odchylka je nepravděpodobná, a tolerance jsou 2 mm, tudíž tento rozsah je dostatečný.

Jak již bylo zmíněno v předchozí kapitole, zjišťování velikosti radiačního pole ze snímku generovaného na MV detektoru není fyzikálně zcela správné. MV detektor není tvořen voděkvivaletním materiálem. Profily FF i FFF svazků mají kvůli tomu odlišný průběh. Nicméně v oblasti, ve které se stanovuje velikost radiačního pole (u FF i FFF svazků), se profily z vodního fantomu a z MV snímků překrývají. Navíc je potřeba brát v úvahu, že tyto testy jsou zaměřeny na odhalení výraznějších změn mezi jednotlivými měřeními a nekladou si za cíl přesné a absolutní stanovení daných parametrů. Pro potřeby testů vyhodnocovaných programem LiRa je tedy tento postup zcela vyhovující.

Závěr

Na počátku spolupráce s fyzikálním úsekem onkologického oddělení v Českých Budějovicích bylo cílem zautomatizovat vyhodnocování dvou měsíčních testů – Shoda světelného pole s polem radiačním a Souhlas světelné osy s osou radiační. Po nastudování doporučení Státního úřadu pro jadernou bezpečnost z těchto dvou testů vyplynou i dva další. Zjištění velikosti radiačního pole s indikovaným a zjištění velikosti světelného pole s indikovaným. Světelné pole s indikovaným se u různých velikostí, kromě 10 x 10 MLC a 24 x 24 MLC, podle původních metodik kontrolovalo v podstatě jednou ročně. Vyhodnocení jednoho dalšího parametru však nezabere extra čas navíc, takže se bude měsíčně kontrolovat každá jedna velikost světelného pole podle tabulky uvedené v kapitole 3.4.

Cíl práce byl zcela splněn. Vytvořený program byl úspěšně začleněn do zkoušek provozní stálosti. Byly vytvořeny nové metodiky pro měsíční testy (součást přílohy na CD).

V budoucnu lze očekávat zvyšování míry automatizace. Výrobci radioterapeutické techniky se snaží zakomponovat co nejvíce testovacích prvků do ovládacího programu těchto přístrojů. Za ideálních podmínek by se měl směr ubírat k použití „single button“ u ověřování jakýchkoliv parametrů.

Seznam použité literatury

1. NJEH, Christopher F, Blas CAROPRESE a Pushkar DESAI. A simple quality assurance test tool for the visual verification of light and radiation field congruent using electronic portal images device and computed radiography. *Radiation Oncology* [online]. 2012, 7(1) [cit. 2019-04-25]. DOI: 10.1186/1748-717X-7-49. ISSN 1748-717X. Dostupné z: <https://ro-journal.biomedcentral.com/articles/10.1186/1748-717X-7-49>
2. ULLMANN, Vojtěch. Aplikace ionizujícího záření: jaderné a radiační metody. *AstroNuklFyzika: Jaderná fyzika - Astrofyzika - Kosmologie - Filosofie* [online]. [cit. 2018-12-20]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>
3. PODGORŠAK, E. B. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students [online]. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005 [cit. 2019-04-27]. ISBN 92-010-7304-6.
4. ČSN EN 60976. Zdravotnické elektrické přístroje - Lékařské urychlovače elektronů – Funkční charakteristiky. Praha: Český normalizační institut, 2008.
5. CEJNAR, Daniel. *Lokace izocentra lineárních urychlovačů* [online]. Kladno, 2016, 75 s. [cit. 2019-04-17]. Dostupné z: <https://dspace.cvut.cz/bitstream/handle/10467/67617/FBBI-DP-2016-Cejnar-Daniel-prace.pdf?sequence=1>. Diplomová práce. VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ. Vedoucí práce Ing. Jaromír Andrlé.
6. ABDALLAH, YousifM.Y. a MenasA BOSHARA. Assessment of field size on radiotherapy machines using texture analysis. *Sudan Medical Monitor* [online]. 2014, 9(1), 6 [cit. 2019-04-27]. DOI: 10.4103/1858-5000.144642. ISSN 1858-5000. Dostupné z: <http://www.sudanmedicalmonitor.org/text.asp?2014/9/1/5/144642>
7. Analysis of physical parameters and determination of inflection point for Flattening Filter Free beams in medical linear accelerator. *National Center for Biotechnology Information* [online]. 15.7.2014 [cit. 2019-04-17]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4150098/>

8. Definition of parameters for quality assurance of flattening filter free (FFF) photon beams in radiation therapy. *Medical Physics: The International Journal of Medical Physics Research and Practice* [online]. 13.10.2012, , 10 [cit. 2019-04-18]. Dostupné z: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1118/1.4754799>
9. YAO, Chun-Hsu, Tung-Hao CHANG, Chia-Chi LIN, Yuan-Chun LAI, Chin-Hsing CHEN, Yuan-Jen CHANG a A Lenin FRED. Three-dimensional dose comparison of flattening filter (FF) and flattening filter-free (FFF) radiation therapy by using NIPAM gel dosimetry. *PLOS ONE* [online]. 2019, 21.2.2019, 14(2) [cit. 2019-04-27]. DOI: 10.1371/journal.pone.0212546. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0212546>
10. Flattening filter-free accelerators: a report from the AAPM Therapy Emerging Technology Assessment Work Group. *National Center for Biotechnology Information* [online]. 8.5.2015 [cit. 2019-04-17]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5690108/>
11. Varian TrueBeam – Flattening-Filter-Free Mode. In: *Sudentas* [online]. [cit. 2019-04-17]. Dostupné z: <https://sudentas.com/physics/varian-truebeam/flattening-filter-free/>
12. ULLMANN, Vojtěch. Jaderné a radiační metody - obecné vlastnosti. *AstroNuklFyzika: Jaderná fyzika - Astrofyzika - Kosmologie - Filosofie* [online]. [cit. 2018-12-20]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>
13. *TrueBeam Technical Reference Guide: Volume 2: Imaging*. 2. Switzerland, 2013. ISBN B504596R01.
14. Technical basis of radiation therapy: practical clinical applications. *Technical basis of radiation therapy: practical clinical applications*. 4th rev. ed. New York: Springer, c2006, s. 409. Medical radiology. ISBN 9783540213383.
15. Katalog metodik pro zkoušky v radioterapii: Metodika-první část přijímací zkoušky-zkoušky dlouhodobé stability-lineární urychlovače. *Státní úřad pro jadernou bezpečnost* [online]. Praha [cit. 2018-12-20]. Dostupné z: https://www.sujb.cz/radiacni-ochrana/dokumenty/?fbclid=IwAR0_q5zPa5_CtU212CPg-Tg0TSXPCH0DYjOUrOS9TVDGc4Z0xG2YdgK8hfk

16. Radiační ochrana, doporučení: Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii - Lineární urychlovače používané v radioterapii. Praha: SÚJB, 2015. 66 s.
17. Přejímací zkoušky 1 část. Lineární urychlovač TrueBeam, v.č. 2287. České Budějovice: Onkologické oddělení, 2015. 8 s.
18. Přejímací zkoušky 1 část. Lineární urychlovač TrueBeam, v.č. 2417. České Budějovice: Onkologické oddělení, 2015. 8 s.
19. Přejímací zkoušky 2. část. Zkoušky dlouhodobé stability. Lineární urychlovač TrueBeam, v.č. 2287. České Budějovice: Onkologické oddělení, 2015. 52 s.
20. Přejímací zkoušky 2. část. Zkoušky dlouhodobé stability. Lineární urychlovač TrueBeam, v.č. 2417. České Budějovice: Onkologické oddělení, 2015. 52 s.
21. Zkoušky provozní stálosti - lineární urychlovač. České Budějovice, 2015, 39 s.
22. Generate Mask. [online]
URL:<<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/43864-generate-mask>> [cit. 2019-04-27]

Příloha na CD/DVD

Externí elektronická příloha obsahuje diplomovou práci, nové metodiky pro kliniku upravené speciálně k vytvořenému softwaru LiRa. Dále zpracovávaná data měsíčních testů ze dvou lineárních urychlovačů za rok 2017 a 2018, grafické uživatelské rozhraní LiRa a kódy k vytvořenému SW.